

Haptische Bedieneinheit zum Einsatz in einem Teleoperationssystem für die Single-Port-Chirurgie

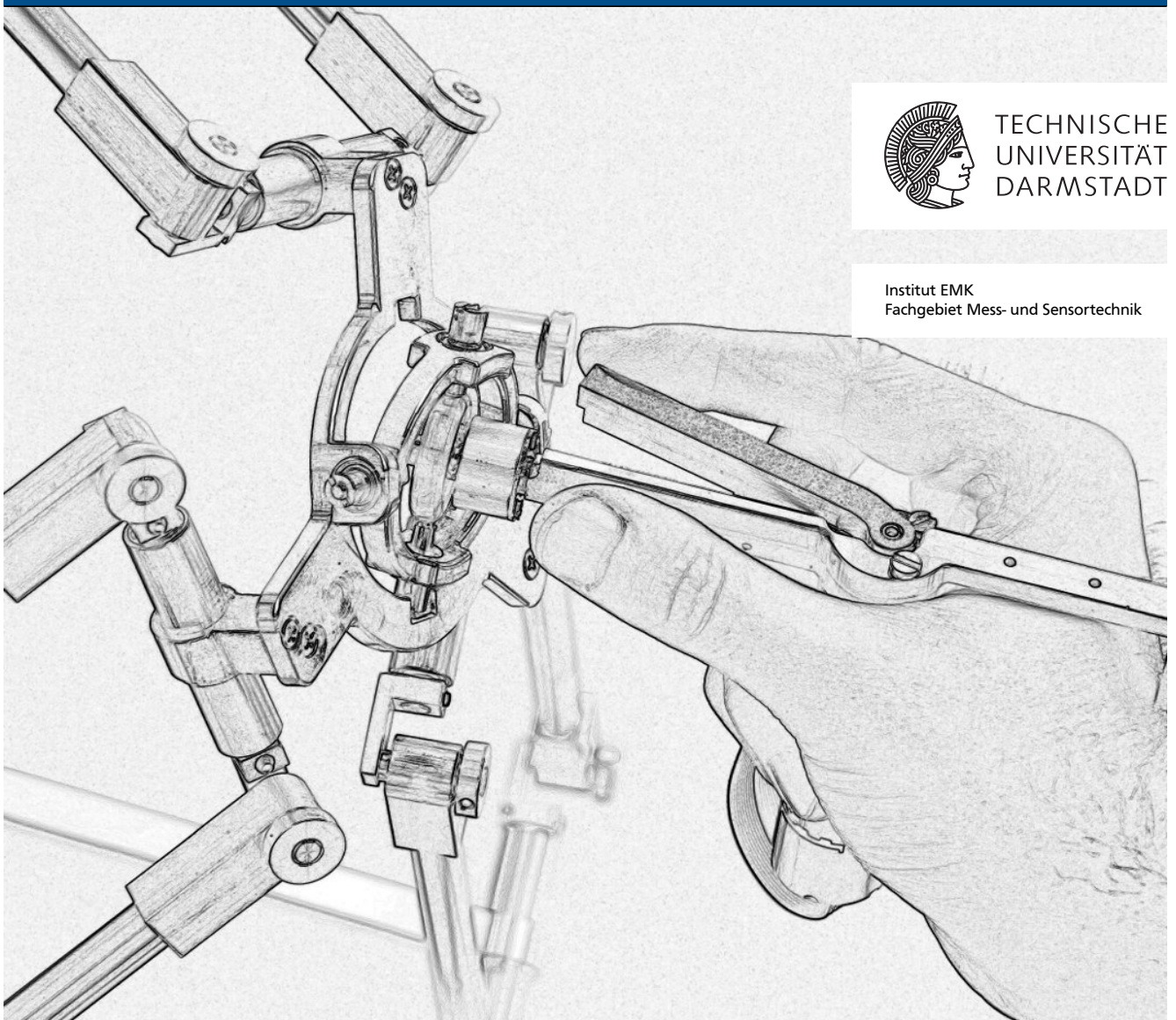
Zur Erlangung des akademischen Grades Doktor-Ingenieur (Dr.-Ing.)
genehmigte Dissertation von Carsten Neupert aus Kandel
Tag der Einreichung: 28.10.2016, Tag der Prüfung: 03.02.2017
Darmstadt — D 17

1. Gutachten: Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky
2. Gutachten: Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt
3. Gutachten: Prof. Dr. mont. Mario Kupnik



TECHNISCHE
UNIVERSITÄT
DARMSTADT

Institut EMK
Fachgebiet Mess- und Sensortechnik



Haptische Bedieneinheit zum Einsatz in einem Teleoperationssystem für die Single-Port-Chirurgie

Genehmigte Dissertation von Carsten Neupert aus Kandel

1. Gutachten: Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky
2. Gutachten: Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt
3. Gutachten: Prof. Dr. mont. Mario Kupnik

Tag der Einreichung: 28.10.2016

Tag der Prüfung: 03.02.2017

Darmstadt — D 17

Haptische Bedieneinheit zum Einsatz in einem Teleoperationssystem für die Single-Port-Chirurgie

Vom Fachbereich
Elektrotechnik und Informationstechnik
der Technischen Universität Darmstadt
zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)
genehmigte Dissertation

von

Dipl.-Ing. Carsten Neupert

geboren am 28. Januar 1986
in Kandel

Referent:	Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky
1. Korreferent:	Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt
2. Korreferent:	Prof. Dr. mont. Mario Kupnik

Tag der Einreichung:	28.10.2016
Tag der mündlichen Prüfung:	03.02.2017

Bitte zitieren Sie dieses Dokument als:

URN: urn:nbn:de:tuda-tuprints-60288

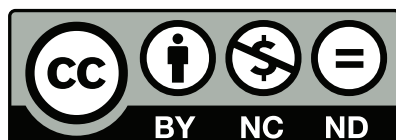
URL: <http://tuprints.ulb.tu-darmstadt.de/6028/>

Dieses Dokument wird bereitgestellt von tuprints,

E-Publishing-Service der TU-Darmstadt

<http://tuprints.ulb.tu-darmstadt.de>

tuprints@ulb.tu-darmstadt.de



Die Veröffentlichung steht unter folgender Creative Commons Lizenz:

Namensnennung - Keine kommerzielle Nutzung - Keine Bearbeitung 4.0 International

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>

Erklärung laut §9 PromO

Ich versichere hiermit, dass ich die vorliegende Dissertation allein und nur unter Verwendung der angegebenen Literatur verfasst habe. Die Arbeit hat bisher noch nicht zu Prüfungszwecken gedient.

Darmstadt, den 28. Oktober 2016

(Carsten Neupert)



Vorwort

Die vorliegende Arbeit ist im Rahmen meiner Tätigkeit als Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Fachgebiet Mess-und Sensortechnik des Instituts für Elektromechanische Konstruktionen (EMK) an der Technischen Universität Darmstadt in den Jahren 2011 bis 2016 entstanden. Mein großer Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky für die Betreuung der Arbeit, seine Unterstützung und die großen Freiräume, die er mir gewährt hat. Weiter gilt mein Dank den Herren Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt und Prof. Dr. mont. Mario Kupnik für das entgegengebrachte Interesse an meiner Forschungsarbeit und für die Anfertigung der Gutachten zu meiner Dissertation.

Ich möchte mich bei all denjenigen bedanken, die mich während meiner Arbeit unterstützt haben. Vielen Dank an alle wissenschaftlichen Kollegen am Institut EMK, die durch offene und fruchtbare Diskussionen und Anregungen stets meine Arbeit bereichert haben. Allen voran gilt mein Dank meinem Kollegen Sebastian Matich, für die enge Zusammenarbeit im Forschungsprojekt FLEXMIN, in welchem die inhaltliche Motivation dieser Arbeit begründet ist. Vielen Dank an alle administrativ technischen Kollegen sowie die Kollegen der feinwerktechnischen Werkstatt für die durchweg tatkräftige Unterstützung bei der Organisation und Umsetzung von Laboraufbauten und Prototypen.

Des Weiteren möchte ich mich bei allen Studenten bedanken, die im Rahmen ihrer Abschlussarbeiten, Projektarbeiten (PEMs) oder HIWI-Tätigkeiten meine Arbeit am Institut bereichert und zum Ergebnis dieser Arbeit beigetragen haben.

Vielen Dank an meine Frau, meine Familie und Freunde, für die erfahrene ideelle oder tatkräftige Unterstützung.

Pfungstadt, im Oktober 2016

Carsten Neupert



Kurzfassung

Gegenwärtig verfügbare Chirurgieroboter bieten Ärzten die Möglichkeit, chirurgische Eingriffe im Bauchraum eines Patienten mit höchster Präzision durchzuführen. Durch die Steuerung der Endeffektoren im Operationsgebiet von einer entfernten Bedienkonsole aus verliert der Arzt jedoch die Möglichkeit, mithilfe seines Tastsinnes Interaktionskräfte und Gewebeeigenschaften wahrzunehmen und zu beurteilen. Hieraus ergeben sich für den Arzt und den Patienten Nachteile und Gefahren, die durch die Darbietung haptischen Feedbacks während der Teleoperation vermieden werden können.

Gegenstand der vorliegenden Dissertation ist daher die wissenschaftliche Erarbeitung einer angepassten haptischen Bedieneinheit zum Einsatz in einem Teleoperationssystem für die Single-Port-Chirurgie sowie die Analyse von Methoden und Komponenten zur Sicherung des haptischen Feedbacks. Die Bedieneinheit umfasst die Funktion eines haptischen Eingabegerätes zur Steuerung eines Manipulators und die Funktion eines Ausgabegerätes zur Darbietung haptischen Feedbacks bezüglich wirkender Interaktionskräfte im Operationsgebiet. Diese Arbeit ist Teilprojekt des durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG) geförderten Projektes FLEXMIN (WE 2308/13), dessen Hauptziel in der Erweiterung der Flexibilität minimalinvasiver Instrumente zur Durchführung von Operationen im konkreten Anwendungsfall der transanalen Rektumresektion besteht.

Ein weiteres Teilprojekt (SCHL 532/6) umfasst das Single-Port-System, dessen Manipulatoren im Operationsgebiet des Darmes durch die in dieser Arbeit entwickelte Bedieneinheit gesteuert werden sollen. Die Manipulatoren des Single-Port-Systems basieren auf parallelkinematischen Mechanismen. Die Mechanismen ermöglichen die Positionierung und Orientierung eines Endeffektors im Raum, mit den vier in der Laparoskopie üblichen Freiheitsgraden, sowie die Aktuierung eines Greiffreiheitsgrades.

Ausgehend vom Stand der Technik basiert der Entwurf der Bedieneinheit als Schnittstelle zum Menschen sowohl auf Grundlagen zur Physiologie und Ergonomie des Menschen als auch auf abgeleiteten Anforderungen, die sich aus der gewählten Systemstruktur des Teleoperationssystems und den kinematischen Eigenschaften des Single-Port-Systems ergeben. Hierzu werden die Mechanismen der haptischen Wahrnehmung diskutiert, für unterschiedliche Darstellungsvarianten haptischen Feedbacks grundsätzliche Lösungskonzepte erarbeitet und die Entwurfsziele zur Entwicklung haptischer Systeme abgeleitet. Geometrische Randbedingungen und zur Verfügung gestellte Freiheitsgrade der Bedieneinheit werden anhand der Struktur der Manipulatoren des Single-Port-Systems fixiert.

Die entwickelte Bedieneinheit besteht aus zwei Bedienelementen zur beidhändigen Steuerung der zwei im Single-Port-System integrierten Manipulatoren. Die kinematische Grundstruktur der Bedienelemente ist passiv ausgeführt und gleicht der Struktur der kinematischen Hauptketten der Manipulatoren. Der Nutzer gibt durch seine Eingabe die Position des letzten Gliedes der ki-

nematischen Kette vor. Zur Ausgabe von haptischem Feedback an den Nutzer wird die passive Grundstruktur durch aktive kinematische Mechanismen erweitert.

Zur Darbietung eines *räumlichen haptischen Feedbacks* gelangen deltakinematische Mechanismen zum Einsatz. Sie lösen die von drei gestellfest montierten Aktoren erzeugten Signale im kartesischen Raum auf. Es werden zwei Mechanismen mit unterschiedlichen Entwurfszielen entwickelt, aufgebaut und messtechnisch evaluiert. Beide Mechanismen weisen einen Arbeitsraum von $200 \cdot 200 \cdot 150 \text{ mm}^3$ auf und eignen sich zur Ausgabe von Kräften bis zu 20 N im Frequenzbereich bis etwa 50 Hz. Die Kraft wird mit einer Auflösung unterhalb der Wahrnehmungsschwelle der menschlichen Hand ausgegeben.

Zur Steuerung und zur Ausgabe haptischen Feedbacks in den Freiheitsgraden *Greifen* und *Rotation um die Werkzeugachse* werden Nutzerinterfaces entwickelt, welche sich an die zuvor beschriebenen kinematischen Mechanismen ankoppeln lassen. Die Nutzerinterfaces sind zur Handhabung als *Pistolengriff* oder *Pinzette* vorgesehen. Mit den Nutzerinterfaces lassen sich Greifkräfte von bis zu 5 N sowie ein Drehmoment um die Werkzeugachse von bis zu 200 mNm in einem Frequenzbereich von bis zu ca. 100 Hz ausgeben.

Die zuvor beschriebenen Mechanismen sind zur Darstellung *kinästhetischen Feedbacks* in einer impedanzgesteuerten Systemstruktur vorgesehen. Neben dieser Darstellungsart werden mit dem *vibrotaktilen* haptischen Feedback und mit dem Einsatz *pseudo-haptischen Feedbacks* zwei weitere Methoden zur Darbietung haptischen Feedbacks und deren Kombinierbarkeit im Gesamtsystem untersucht.

Mit dem Einsatz von vibrotaktilen Feedback wird das Ziel verfolgt, den haptisch darstellbaren Frequenzbereich bis 1 kHz zu erweitern und damit das komplette Spektrum der haptischen Wahrnehmung des Menschen zu adressieren. Hierzu wird die am Endeffektor des Manipulators wirkende Beschleunigung gemessen und mit einem im Nutzerinterface integrierten Aktor unmittelbar an die Hand des Nutzers ausgegeben.

Während pseudo-haptisches Feedback nach Analyse des Stands der Technik nur aus Anwendungen der virtuellen Realität bekannt ist, werden die Mechanismen des pseudo-haptischen Feedbacks innerhalb dieser Arbeit erstmalig für ihre Anwendung in der Teleoperation hergeleitet. Die Herleitung erfolgt exemplarisch für den Freiheitsgrad Greifen. Zur Darbietung eines pseudo-haptischen Sinneseindrucks wird eine bewusst erzeugte Inkongruenz zwischen visuellen und haptischen Reizen genutzt. Erzeugt wird diese Inkongruenz durch die adaptive Variation der Beziehung zwischen der Vorgabegröße des Nutzers am Bedienelement und der resultierenden Ausgangsgröße des Manipulators.

Mithilfe statistischer Versuchsplanung werden Probandenstudien konzipiert, um anhand eines absoluten Identifikationsexperimentes den Einfluss von Systemparametern auf die Güte des wahrgenommenen pseudo-haptischen Feedbacks quantitativ ermitteln zu können. Aus den gewonnenen Erkenntnissen werden Empfehlungen und Entwurfskriterien für die zukünftige Anwendung pseudo-haptischen Feedbacks in Teleoperationsanwendungen abgeleitet. Unter Verwendung des pseudo-haptischen Feedbacks konnte ein Informationstransfer von bis zu 2,45 bit (ca. 5,5 Stufen) nachgewiesen werden.

Zur Darbietung haptischen Feedbacks ist die Messung der Interaktionskräfte des Manipulators Voraussetzung. Da sich die Integration eines kommerziellen Mehrkomponentensensors an der

Spitze des Endeffektors aus Platzgründen als nicht praktikabel erweist, werden innerhalb der Arbeit Konzepte zur Implementierung ortsverteilter Sensorik im Single-Port-System abgeleitet und diskutiert. Praktisch umgesetzt wird ein Sensorsystem zur Ableitung von Endeffektorinteraktionskräften auf Basis der Messung von Lagerreaktionskräften der parallelkinematischen Mechanismen. Mit dessen experimenteller Charakterisierung wird die prinzipielle Funktionsfähigkeit des Konzeptes nachgewiesen.

Im Rahmen einer medizinischen Validierung wird die Funktionsfähigkeit des gesamten Teleoperationssystems anhand von Probandenstudien nachgewiesen und in Versuchen an medizinischen Phantomen durch Mediziner gezeigt. Hierbei kann anhand der Fehlerzahl bei einer Tastaufgabe ermittelt werden, dass sich die Präzision der Arbeit unter Verwendung des Robotersystems im Vergleich zur händischen Operation um bis zu Faktor 5 steigern lässt. Des weiteren kann nachgewiesen werden, dass sich die Endeffektorinteraktionskraft durch den Einsatz von haptischem Feedback nahezu halbieren lässt.

Aus den gewonnenen Erkenntnissen werden Empfehlungen für zukünftige Entwicklungen angepasster haptischer Bedieneinheiten unter Verwendung der eingeführten haptischen Feedbackmethoden abgeleitet und diskutiert. Mit dem realisierten Aufbau steht ein Technologieträger zur Beantwortung weiterer Forschungsfragestellungen zur Verfügung. Ansatzpunkte zukünftiger Forschungsarbeiten werden ausblickend für das Projekt FLEXMIN sowie für darauf aufbauende Forschungsarbeiten gegeben.



Abstract

State-of-the-art surgical robots offer surgeons the possibility to proceed surgical tasks in the human body with increased accuracy. Due to the control of manipulators in the body from a distant console, the surgeons lose the possibility to perceive and evaluate interaction forces and tissue properties with their sense of touch. Out of this arise disadvantages and risks for the surgeons and the patients that can be minimized by providing haptic feedback during the teleoperation. Therefore, the investigation of methods and components for providing haptic feedback and the scientific development of a haptic human-machine interface, which is to be used in a teleoperation system for single-port surgery, is subject of this thesis.

The haptic human-machine interface comprises the function of a haptic input device for controlling a manipulator and the function of a haptic output device for presenting haptic feedback, which is based on measured interaction forces of the controlled manipulator in the operational area. This work is a part of the project FLEXMIN (WE 2308/13), funded by the German Research Foundation (DFG), whose main objective is the expansion of the flexibility of minimally invasive instruments in performing operations for the specific application of transanal rectum resection. Another subproject (SCHL 532/6) comprises the single-port system. The single-port system with two manipulators is controlled by the haptic human-machine interface which is developed within this thesis. The manipulators of the single-port system are based on parallel kinematic mechanisms. The mechanisms allow the positioning and orientation of an end-effector in space, with four degrees of freedom and the actuation of a gripping device.

The design of the human-machine interface is based on the fundamentals of the human physiology and ergonomics and on derived requirements, which result from the analysis of the kinematic properties of the single-port system. For this, concepts and general design goals for the development of haptic systems are derived, considering the mechanisms of haptic perception.

The developed human-machine interface consists of two user-interfaces for two-handed control of the two available manipulators of the single-port system. Geometrical constraints and the available degrees of freedom, provided by the user-interface, are derived out of the structure and dimensions of the manipulators of the single-port system. The basic kinematic structure of the haptic user-interfaces is designed as passive mechanism. Its structure is similar to the structure of the kinematic main chain of the manipulators. This ensures a direct mapping of the user's movement to the manipulator. To provide haptic feedback, the basic passive kinematic structure is expanded by active kinematic mechanisms.

Deltakinematic mechanisms are used to provide spatial haptic feedback. Deltakinematic mechanisms are parallelkinematic mechanisms designed to transform rotatory movements from frame-fixed actuators to translational movements in Cartesian space. Two mechanisms are developed with different design goals, realized and experimentally evaluated. Both mechanisms have a working space of $200 \cdot 200 \cdot 150 \text{ mm}^3$ and provide output forces up to 20 N in the frequency

range up to approx. 50 Hz. Output forces can be displayed haptically with a resolution better than the perception threshold of the human hand.

User-interfaces are developed to control the rotation of an end-effector and the grasper and to provide haptic feedback in these degrees of freedom. The user-interfaces can be connected to the described kinematic mechanisms for spatial haptic feedback. The user-interfaces are designed for the usage as a *pistol grip* or *haptic tweezers*. With the user-interfaces gripping forces can be displayed up to 5 N in a frequency range up to 100 Hz. Torque along the tool axis can be provided up to 200 mNm.

The mechanisms described above intend to provide *kinesthetic haptic feedback* in an open-loop impedance-controlled system structure of the haptic interface. In addition to this type of haptic feedback, by using *vibrotactile haptic feedback* and *pseudo-haptic feedback*, two further methods for presenting haptic feedback and their combinability in the overall system are investigated.

The goal of using vibrotactile feedback is to expand the haptically displayable frequency range up to 1 kHz, thus addressing the complete bandwidth of the human haptic perception. For this purpose, the acceleration, acting at the end-effector, is measured and output directly to the user's hand with an voicecoil-actuator integrated in a separate user-interface for high-frequency feedback. The evaluation measurements show that by combining tactile and kinesthetic feedback a nearly constant amplitude response of the system in the range DC to 1 kHz can be achieved.

While pseudo-haptic feedback is only known from virtual-reality applications, within this work the mechanisms of pseudo-haptic feedback are derived for their application in teleoperation for the first time. The mechanisms of pseudo-haptic feedback are exemplarily derived for the grasping degree of freedom. A consciously generated incongruence between visual and haptic stimuli is used to generate a pseudo-haptic sensory impression. This incongruence is generated by the adaptive variation of the relationship between the user's input value at the user-interface and the resulting output value of the manipulator. The variation of the relationship is based on real acting interaction forces at the end-effector.

Using design of experiments (DoE) the effect of system parameters to the quality of perceived pseudo-haptic feedback was quantized by performing an absolute identification experiment. Based on the gained results, recommendations and design criteria are derived for the future application of pseudo-haptic feedback in teleoperation systems. In the experiments an information transfer of up to 2.45 bit (about 5.5 steps) was measured while using the pseudo-haptic feedback.

In order to provide haptic feedback, it is necessary to measure the interaction force of the manipulator. Since the integration of a commercial multicomponent sensor at the tip of the end-effector is not suitable for space reasons, concepts for the implementation of location-distributed sensor technology in the single-port system are derived and discussed. A sensor system for deriving end-effector interaction forces, based on the measurement of bearing reactions of the parallel kinematic mechanisms, is implemented. The principle function of the concept is demonstrated by its experimental characterization.

In the context of a medical validation, the functional capability of the entire teleoperation system is demonstrated in evaluation studies and was tested in medical procedure simulations by medical professionals. In a positioning experiment, the usage of the robotic system yielded a

fivefold decrease of errors, i.e. an increase in positioning precision in comparison to the manual operation. Furthermore, the results of another experiment show that the end-effector interaction force can be reduced by almost a factor of two by providing haptic feedback.

Based on the derived results, recommendations for future developments of adapted haptic human-machine interfaces and haptic teleoperation systems are discussed with respect to the introduced haptic feedback methods. With the realized system, a unique set of technology is available to answer further research questions. Therefore, research questions regarding the project FLEXMIN and possible future projects are discussed.



Inhaltsverzeichnis

Glossar	XVII
Abkürzungsverzeichnis	XIX
Symbolverzeichnis	XXI
1 Einleitung	1
1.1 Prinzip haptischer Teleoperation und notwendige Komponenten	2
1.2 Aufbau der Arbeit und wissenschaftliche Zielsetzung	3
2 Grundlagen der haptischen Teleoperation	5
2.1 Physiologische Grundlagen	5
2.1.1 Grundlagen zur menschlichen Wahrnehmung	5
2.1.2 Haptische Interaktion	10
2.2 Grundlagen kinematischer Strukturen	12
2.2.1 Arten kinematischer Mechanismen	14
2.2.2 Mathematische Beschreibung kinematischer Mechanismen	16
2.3 Topologien und Systemstrukturen haptischer Systeme	17
2.3.1 Impedanz-Systeme	18
2.3.2 Admittanz-Systeme	19
2.4 Aktorik zum Einsatz in haptischen Systemen	20
2.5 Entwurfsziele haptischer Teleoperationssysteme	23
2.5.1 Zweitordarstellung zur Ableitung von Entwurfszielen	23
2.5.2 Haptische Transparenz und sich daraus ergebende Entwurfsziele	25
2.5.3 Darstellbarer Impedanzbereich	26
2.5.4 Regelungstechnische Stabilität	27
2.6 Fazit	27
3 Stand der Technik chirurgischer Teleoperationssysteme und haptischer Bedieneinheiten	29
3.1 Beispiele haptischer Bedieneinheiten für unspezifische Anwendungen	29
3.1.1 Impedanzsysteme	30
3.1.2 Admittanzsysteme	32
3.2 Medizinische Applikation haptischer Systeme und Teleoperation	33
3.2.1 Single-Port-Robotik	33
3.2.2 Laparoskopie	37
3.3 Bewertung der gewonnenen Erkenntnisse und Ableitung bestehender Defizite . .	40

4	Das Projekt FLEXMIN	43
4.1	Chirurgisches Szenario – „Minimalinvasive Resektion des Rektumkarzinoms“ . . .	45
4.1.1	Konventionelle Transanal Endoskopische Operation (TEO) und deren Grenzen	45
4.1.2	Arbeitsschritte der robotisch durchzuführenden transanal Rektumresektion.	47
4.2	Der Single-Port-Roboter	48
4.3	Rechnertopologie und Steuerungskonzept	50
5	Wissenschaftliche Fragestellungen, Ziele und Lösungskonzept	53
5.1	Ableitung von Forschungsfragestellungen und Ziele der Arbeit	53
5.2	Lösungskonzept zur Sicherung des haptischen Feedbacks im Teleoperationssystem	54
5.3	Bewertung des Lösungskonzeptes und weiteres Vorgehen	55
6	Entwurf und Gestaltung der haptischen Bedieneinheit für das chirurgische Teleoperationssystem FLEXMIN	59
6.1	Randbedingungen und Definition der kinematischen Grundstruktur der Bedieneinheit	59
6.2	Anforderungen an die Bedieneinheit	61
6.3	Entwurf der kinematischen Mechanismen zur Darstellung des räumlichen haptischen Feedbacks	61
6.3.1	Kriterien zum Entwurf parallelkinematischer Mechanismen	62
6.3.2	Grundlagen deltakinematischer Mechanismen	64
6.3.3	Umsetzung des kinematischen Mechanismus: DELTA 120	66
6.3.4	Konzeption des kinematischen Mechanismus: DELTA 90	68
6.3.5	Ableitung der geometrischen Parameter für das DELTA 90	70
6.3.6	Dimensionierung der kinematischen Struktur des DELTA 90	71
6.3.7	Vergleich der beiden realisierten kinematischen Mechanismen	73
6.3.8	Charakterisierung und Eigenschaftsabsicherung	76
6.4	Haptische Nutzerinterfaces zur Steuerung des Endeffektors	83
6.4.1	Haptische Pinzette	84
6.4.2	Haptischer Pistolengriff	85
6.4.3	Charakterisierung und Eigenschaftsabsicherung	86
6.5	Nutzerinterface zur Darstellung von taktilen haptischem Feedback	88
6.5.1	Konzeption und Entwurf	89
6.5.2	Charakterisierung und Eigenschaftsabsicherung	91
6.6	Systemintegration und Chirurgenarbeitsplatz	92
6.6.1	Integration aller Freiheitsgrade der Bedieneinheit	92
6.6.2	Bedienkonsole und Arbeitsweise	94

7	Pseudo-Haptik in haptischer Teleoperation	97
7.1	Grundlagen pseudo-haptischen Feedbacks	97
7.1.1	Stand der Forschung und Anwendungsbeispiele	98
7.1.2	Fazit	101
7.2	Überführung der Prinzipien des pseudo-haptischen Feedbacks in die Teleoperation	101
7.2.1	Variation der Intensität des wahrgenommenen haptischen Feedbacks	104
7.2.2	Beispiele für das Systemverhalten bei Interaktion mit unterschiedlichen Umgebungen	106
7.3	Grundlagen zur experimentellen Untersuchung von pseudo-haptischem Feedback in der Teleoperation	108
7.3.1	Primitive der haptischen Wahrnehmung zur Ableitung von Messverfahren	108
7.3.2	Kennwerte und Zielgrößen der Messungen	109
7.3.3	Realisierung einer einstellbaren Nachgiebigkeit	113
7.3.4	Aufbau des für die Versuche verwendeten Teleoperationssystems	114
7.3.5	Analyse des Systemverhaltens des experimentellen Teleoperationssystems	117
7.4	Vorstudie: Nachweis der prinzipiellen Funktionsfähigkeit von pseudo-haptischem Feedback in der Teleoperation	121
7.4.1	Einstellungen des pseudo-haptischen Teleoperationssystems	121
7.4.2	Versuchsdurchführung und Probanden	122
7.4.3	Ergebnisse und Diskussion	122
7.4.4	Fazit	123
7.5	Hauptstudie: Analyse des Einflusses von Systemparametern auf den Informations-transfer des pseudo-haptischen Teleoperationssystems	124
7.5.1	Ableitung der dargebotenen Stimuli	126
7.5.2	Ableitung und Definition der untersuchten Faktorstufen	126
7.5.3	Versuchsdurchführung und Probanden	129
7.5.4	Ergebnisse und Diskussion	129
7.5.5	Fazit	133
7.6	Langzeitstudie: Untersuchung des Einflusses von Lerneffekten auf den Informations-transfer	133
7.6.1	Setup des Teleoperationssystems, Versuchsdurchführung und Probanden .	134
7.6.2	Ergebnisse und Diskussion	134
7.7	Fazit und sich daraus ergebende neue Forschungsfragestellungen	136
8	Sensorik zur Messung von Endeffektor-Interaktionskräften	139
8.1	Anforderungen an die Messung der Endeffektorinteraktion	139
8.2	Messkonzepte zur Erfassung von Endeffektorinteraktionskräften und Stand der Technik	142
8.2.1	Direkte Messung an TCP und Endeffektor	144
8.2.2	Indirekte Messung	146
8.2.3	Fazit	150

8.3	Entwurf und Realisierung der zwei favorisierten Messkonzepte	151
8.3.1	Distale Kraftmessung	152
8.3.2	Messung an gestellfesten Komponenten	155
8.3.3	Fazit	162
8.4	Messung von Beschleunigungssignalen am Endeffektor	162
8.5	Fazit	163
9	Validierung des entwickelten Teleoperationssystems	167
9.1	Päzision und Geschwindigkeit der Arbeit mit dem Teleoperationssystem	167
9.1.1	Versuchsvorbereitung und Durchführung	167
9.1.2	Ergebnisse und Diskussion	169
9.2	Auswirkung von haptischem Feedback auf die Endeffektorinteraktionskräfte	170
9.2.1	Versuchsvorbereitung und Durchführung	170
9.2.2	Ergebnisse und Diskussion	171
9.3	Laparoskopische Naht am Schwammtuch und am Leistenmodell	173
9.4	Teilschritte der transanalen Rektumresektion	174
9.5	Gallenblasenentfernung – Cholezystektomie	175
9.6	Fazit	176
10	Fazit und Ausblick	177
10.1	Ergebnisse der Arbeit	177
10.1.1	Vorgehensweise	177
10.1.2	Haptische Bedieneinheit – Darstellung von kinästhetischem Feedback . . .	179
10.1.3	Pseudo-Haptisches Feedback in der Teleoperation	180
10.1.4	Kombination von Methoden zur Darbietung haptischen Feedbacks	182
10.1.5	Sensorik zur Messung von Endeffektorinteraktionen	184
10.1.6	Validierung des Gesamtsystems FLEXMIN	185
10.2	Ausblick	186
	Literaturverzeichnis	189
	Eigene Veröffentlichungen und betreute Arbeiten	205
	Zeitschriften- und Buchbeiträge, Patente	205
	Konferenzbeiträge	205
	Abschlussarbeiten	207
	Projektarbeiten	208
	Abbildungsverzeichnis	209
	Tabellenverzeichnis	213

Glossar

Fachbegriff	Beschreibung
Branche	Beweglicher oder feststehender Hebel einer Pinzette. Arm einer Zange, Klinge einer Schere.
Cholezystektomie	Operative Entfernung der Gallenblase.
Distal	Vom Körperzentrum entfernt. Am Single-Port-System werden Teile und Komponenten als distal bezeichnet, die von den Endeffektoren und damit dem Patienten entfernt angeordnet sind.
Endowrist	Von der Firma <i>Intuitive Surgical Inc.</i> eingeführter Markenname für die Werkzeuge des medizinischen Robotersystems <i>DaVinci</i> . Der Name bezieht sich auf die Beweglichkeit der Endeffektoren, deren Freiheitsgrade denen des menschlichen Handgelenks entsprechen.
Haptische Wahrnehmung	Aktive Exploration zur Wahrnehmung der Umgebung.
Inkongruenz	Nichtübereinstimmung von Eigenschaften.
Isometrische Interaktion	Interaktion, bei der keine Bewegung ausgeführt wird.
Isotonische Bewegung	Bewegung unter konstanter Last, bzw. konstant wirkender Kraft.
Kinästhetisches haptisches Feedback	Haptische Darstellung von Kraft und Bewegung.
Leistenhernie	Leistenbruch; Durchtritt von Bauchgewebe durch die geschädigte Leiste.
Lumen	Bezeichnung des Innenraums eines Hohlorgans.
Mechanorezeption	Wahrnehmung von mechanischen Reizen durch Sinneszellen.

Fachbegriff	Beschreibung
Single-Port-Chirurgie	Technologie zur Durchführung minimalinvasiver chirurgischer Eingriffe unter Verwendung nur eines einzigen Zugangs zum Körper des Patienten.
Pivot-Punkt	Ortsfester Punkt in dem sich alle Drehachsen schneiden.
Precision	Maß einer Klassifikation, das beschreibt wie viele Stimuli eines Types richtig erkannt wurden und setzt diese ins Verhältnis zur Anzahl als richtig identifizierter Stimuli.
Propriozeption	Die Eigenwahrnehmung von Körperbewegungen und der Körperlage im Raum.
Proximal	Zum Körperzentrum hin. Am Single-Port-System werden Teile und Komponenten, die nahe am Patienten angeordnet sind, als proximal bezeichnet.
Recall	Maß einer Klassifikation, das beschreibt wie viele Stimuli einer Klasse als korrekt identifiziert wurden.
Rektum	Ein Teil des Enddarms.
Resektion	Operative Entfernung von Gewebe- oder Organanteilen.
Somatoviszeral	Zusammenfassung aller für die Wahrnehmung von Reizen notwendigen Sensoren und Nerven.
Sphinkter	Ringförmiger Schließmuskel.
Taktile Wahrnehmung	Passive Wahrnehmung von Reizen über Sinneszellen der Haut.
Transanale Rektumresektion	Minimalinvasive Entfernung des Rektums unter Verwendung des Anus als Zugang zum Operationsgebiet.

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Beschreibung
AI	Analoges Interface
ANOVA	Analysis of Variance; Varianzanalyse
DELTA90	Deltakinematische Struktur, deren Antriebsstreben unter einem Winkel von 90° zueinander angeordnet sind.
DELTA120	Deltakinematische Struktur, deren Antriebsstreben unter einem Winkel von 120° zueinander angeordnet sind.
BLDC Motor	Bürstenloser Gleichstrommotor
DFG	Deutsche Forschungsgemeinschaft
DoF	Degrees of Freedom, Bewegungsfreiheitsgrade eines Mechanismus.
EC	EtherCat, von der Firma <i>Beckhoff Automation</i> eingeführtes Protokoll für die ethernetbasierte echtzeitfähige Kommunikation.
FIP	Force Impression; Durch KERN vorgestelltes Verfahren zur Bewertung haptischer Signale an Hand der spektralen Wahrnehmungsfähigkeit des Menschen [1].
FLEXMIN	Durch die DFG unter dem Kennzeichen WE 2308/13 gefördertes Forschungsprojekt mit dem Titel: <i>Erweiterung der Flexibilität minimalinvasiver Instrumente in der Single-Port Weichteilchirurgie durch die Integration von Positioniersystemen und haptischer Mensch-Maschine-Schnittstelle.</i>
IT	Informationstransfer; Maß für die von einem System fehlerfrei übertragbare Datenmenge.
JND	Just Noticeable Difference; Differentielle Wahrnehmungsschwelle.

Abkürzung	Beschreibung
NOTES	Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery; Minimalinvasiver chirurgischer Eingriff, bei dem der Zugang zum Operationsgebiet ausschließlich über natürliche Körperöffnungen erfolgt.
TCP	Tool Center Point; Bezugspunkt an einem kinematischen Mechanismus, an dem Werkzeuge befestigt werden oder die Interaktion mit der Umgebung stattfindet.
TEM	Transanale Endoskopische Mikrochirurgie
TEO	Transanale Endoskopische Operation
UDP	User Datagram Protocol; Ethernetbasiertes Kommunikationsprotokoll
VR	Virtuelle Realität

Symbolverzeichnis

Symbol	Beschreibung	Einheit
a	Länge der Antriebsstreben der deltakinematischen Mechanismen	m
a	Faktor zur Skalierung der Greifkraft eines Nutzers	
B	Magnetische Flussdichte	T
b	Faktor zur Skalierung der Endeffektorkraft	
b	Länge der Abtriebsstreben der deltakinematischen Mechanismen	m
b	Breite eines Objektes oder Raumes	m
d	Skalierungsfaktor pseudo-haptischen Feedbacks im Falle der Verkopplung durch Division	m
d	Dämpfung	
E	E-Modul	Pa
F	Abtriebskraft, bzw. Abtriebsmoment	N; Nm
F_g	Greifkraft eines Nutzers	N
$F_{g,offset}$	Offset der Greifkraft eines Nutzers an einem isometrischen Nutzerinterface	N
F_N	Nennkraft	N
F_{st}	Reduzierter Linearitätsfehler	%
F_2	Maß zur Bestimmung der Güte einer Klassifizierung	
G	Übertragungsfunktion	
h	Höhe eines Objektes oder Raumes	m
h	Element der Hybridmatrix	
I	Strom	A
IT_{est}	Schätzwert des Informationstransfers	bit
J	Jakobimatrix	
j_{ij}	Elemente der Jakobimatrix	
K	Anzahl Stimuli	
l	Länge eines Objektes oder Raumes	m
l	Länge des sich im Magnetfeld befindlichen Leiters	m
M	Drehmoment	Nm
m	Masse	kg
n_{ij}	Element der Konfusionsmatrix	
n	Anzahl Versuchsdurchläufe	
n	Nachgiebigkeit	m/N

Symbol	Beschreibung	Einheit
n_T	Nachgiebigkeit des für Versuche eingesetzten Testobjektes	m/N
\mathbf{p}	Vektor der Abtriebskoordinate	m
p	Wahrscheinlichkeit	
\mathbf{q}	Vektor der Antriebskoordinate	m
r	Radius	m
r	Korrelationskoeffizient	
R	Widerstand	Ω
R^2	Bestimmtheitsmaß zur Beurteilung der Güte einer Regression	
s, s_s	Skalierungsfaktor pseudo-haptischen Feedbacks im Falle subtraktiver Verkopplung	m/N
S_i	Bezeichnung eines Stimuli	
t	Zeit	s
\underline{T}	Haptische Transparenz	
u	Übersetzungsverhältnis	
V	Arbeitsraumgröße	m^3
x, y, z	Raumkoordinaten	
x	Auslenkung	m
\underline{z}	Mechanische Impedanz	Ns/m
τ	Vektor der Antriebskraft, bzw. Antriebsmoment	N; Nm
Θ	Gelenkwinkel eines kinematischen Mechanismus	°
κ	Konditionszahl	
λ	Eigenwert	
ν	Globale Kondition	
σ	Singularwert	
Φ_0	Referenzreiz	
$\Delta\Phi$	Reizänderung	
Φ	Versatzwinkel der kinematischen Ketten parallelkinematischer Mechanismen	°
ω^2	Effektgröße	

Index	Beschreibung
$[\cdot]_h$	An Nutzer haptisch wirkende Größe
$[\cdot]_e$	An Endeffektor bzw. der Umgebung wirkende Größe
$[\cdot]_d$	Größe bezogen auf das haptische Ausgabegerät
$[\cdot]_{\text{Man}}$	Größe bezogen auf den Manipulator
$[\cdot]_w$	Workspace, bzw. Arbeitsraum
$[\cdot]_{\text{TCP}}$	Bezogen auf den TCP, bzw. Abtrieb eines Mechanismus
$[\cdot]_{\text{Basis}}$	Bezogen auf die Basisplattform, bzw. den Koordinatenursprung eines Mechanismus
$[\cdot]'$	Zwischengröße



1 Einleitung

Robotische Technologien eröffnen ein weites Feld chirurgischer Eingriffe und Methoden, welche ohne technische Hilfsmittel heute nicht zugänglich wären [2]. Kombiniert mit Ansätzen minimalinvasiver Chirurgie ergeben sich damit Möglichkeiten, Patienten mit minimalen Regenerationszeiten und reduzierten Schmerzen schneller aus dem Krankenhaus entlassen zu können.

Vor allem das Prinzip der Teleoperation, das auf die Forschungsarbeiten von RAYMOND C. GÖRZ [3] in den 1940er und 50er Jahren zurück geht, revolutioniert das medizinische Umfeld. Der Operateur steuert dabei, von einer Bedienkonsole aus, mit seinen Händen die am Patienten angeordneten Roboterarme und Instrumente, mit welchen er den chirurgischen Eingriff durchführt. Operateure erhalten so die Möglichkeit, in komfortabler Körperhaltung aus der Distanz komplexe chirurgische Eingriffe an schwer zugänglichen Stellen des Körpers mit höchster Präzision durchzuführen.

Aufbauend auf dieser Entwicklung hat sich das Teleoperationssystem *DaVinci* am Markt zur Durchführung laparoskopischer Operationen etabliert. Nach weltweit mehr als 3 Millionen Eingriffen in den Jahren 2000 bis 2015 ist dieses Robotersystem aus dem Bereich der minimalinvasiven Chirurgie nicht mehr „weg zu denken“ [4].

Während zur laparoskopischen Operation mit einem Roboter heute noch mindestens drei kleine Einschnitte in die Bauchdecke notwendig sind, geht der Trend der Entwicklung hin zu einer weiteren Miniaturisierung durch Integration von Manipulationsarmen, um die Anzahl notwendiger Hautschnitte zu reduzieren. Bei Durchführung der Operation durch nur einen Hautschnitt spricht man von *Single-Port-Chirurgie*. Eine weitere Steigerung dieses Ansatzes ist die ausschließliche Nutzung von natürlichen Körperöffnungen, um sich Zugang zum Operationsgebiet zu verschaffen. Hierdurch würden offensichtliche Hautschnitte vermieden. Diese Klasse chirurgischer Eingriffe wird unter dem Namen NOTES (Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery) zusammengefasst.

Aktuell am Markt verfügbare Systeme ermöglichen es dem Chirurgen, von der Bedienkonsole aus, Manipulationsarme zu steuern. Über ein integriertes Kamerasystem erhält er einen visuellen Eindruck über seine Interaktion im Operationsgebiet. Der Operateur verliert jedoch vollkommen seinen Tastsinn bezüglich der Interaktion mit dem zu operierenden Gewebe. Dies führt dazu, dass der Operateur unbewusst große Kräfte auf das Gewebe ausüben kann und es möglicherweise schädigt. Vorteile der erhöhten Präzision bei der Roboterchirurgie können somit durch mangelnde Feinfühligkeit aufgehoben werden.

Daher besteht das übergeordnete Ziel dieser Arbeit darin, dem Arzt auch während der Teleoperation in der Single-Port-Chirurgie seinen Tastsinn wieder zu ermöglichen.

1.1 Prinzip haptischer Teleoperation und notwendige Komponenten

Teleoperationssysteme werden in der Technik als *Master-Slave-Systeme* bezeichnet. Dies ergibt sich aus der Eigenschaft, dass der Arzt mit einem als Master wirkenden System Steuerbefehle an einen Manipulator übergibt. Gesteuert durch die Befehle der Master-Einheit führt der Manipulator die Bewegungen als Slave aus. Die typische Systemstruktur eines solchen Master-Slave Teleoperationssystems unter Einbezug haptischen Feedbacks ist in Abbildung 1.1 dargestellt.

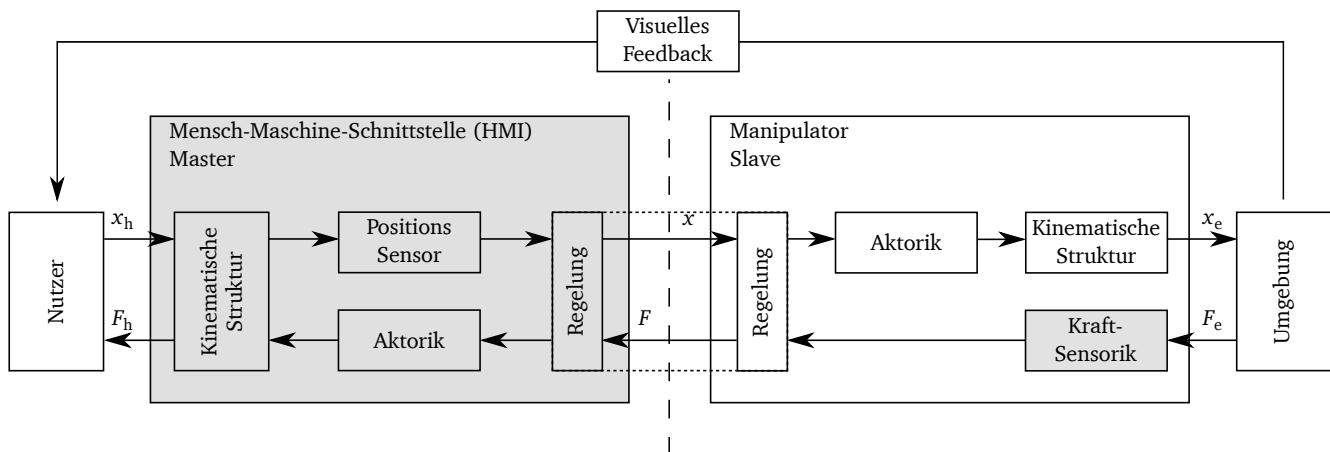


Abb. 1.1: Typisches Schema eines haptischen Teleoperationssystems.

Die wissenschaftlichen Fragestellungen dieser Arbeit beziehen sich maßgeblich auf die grau hinterlegten Komponenten des Teleoperationssystems.

Über eine Bedieneinheit gibt der Nutzer mit seinen Händen eine Position x_h in eine kinematische Struktur der Mensch-Maschine-Schnittstelle ein. Die vom Nutzer vorgegebene Bewegung wird mithilfe integrierter Positionssensorik von einem Steuerrechner ausgelesen und an den als Slave wirkenden Manipulator weitergegeben. Mithilfe von Aktoren und eines kinematischen Mechanismus stellt sich am Endeffektor des Manipulators eine Position x_e ein. Der Endeffektor interagiert dabei mit der zu manipulierenden Umgebung, hier Gewebe.

Durch die Manipulation der Umgebung stellen sich Interaktionskräfte F_e ein, welche mithilfe einer Kraftsensorik im Manipulator gemessen und über den Steuerrechner zurück an die Mensch-Maschine-Schnittstelle gegeben werden. Über einen mit Aktorik ausgestatteten kinematischen Mechanismus, den der Nutzer in seiner Hand hält, wird die am Slave gemessene Interaktionskraft als haptisches Feedback F_h ausgegeben. Während der Durchführung der Teleoperation beobachtet der Nutzer das Operationsfeld üblicherweise visuell.

Die Entwicklung eines haptischen Teleoperationssystems umfasst daher auf Seite der Mensch-Maschine-Schnittstelle die Entwicklung von kinematischen Strukturen zur Mensch-Maschine-Interaktion worüber der Nutzer seine Intention in das System eingibt und haptisches Feedback erhält. Neben der rein mechanischen Auslegung und technischen Umsetzung sind vor allem die Konzeption und Definition der Art und Weise, in der der Nutzer mit dem System interagieren soll und in welcher Form haptisches Feedback dargestellt wird, von großem Interesse. Des weiteren wird eine Positionssensorik sowie Aktorik zur Erfassung von Nutzerintention und Erzeugung von

Kräften benötigt.

Auf der Seite des Manipulators ist ebenfalls die Entwicklung von kinematischen Mechanismen zur Interaktion mit der Umgebung notwendig. Hinzu kommt die Entwicklung von Antrieben und Kraftsensorik zur Bewegung von Manipulationsarmen und zur Messung der Interaktionen. Als Verbindungsglied für Master und Slave ist ein Steuerrechner zur Regelung aller Systemkomponenten aufzubauen.

Aus dem Schema des Teleoperationssystems in Abbildung 1.1 wird klar, dass sowohl der Nutzer als auch die Umgebung sich im Regelkreis des Teleoperationssystems befinden und diesen damit direkt beeinflussen. Aufgrund dieser direkten Interaktion mit dem Menschen und der bewussten Adressierung des haptischen Sinneskanals ist bei der Entwicklung neben technischen Parametern vor allem auch die Physiologie des Menschen zu berücksichtigen.

Der Schwerpunkt dieser Arbeit liegt daher auf der Forschung im Bereich der Mensch-Maschine-Interaktion sowie im Bereich der Komponenten, die zur Sicherung des haptischen Feedbacks notwendig sind. Des weiteren entsteht innerhalb dieser Arbeit die Bedieneinheit des Teleoperationssystems. Der Manipulator des Teleoperationssystems wird in der parallel laufenden Dissertation von SEBASTIAN MATICH entwickelt [5].

1.2 Aufbau der Arbeit und wissenschaftliche Zielsetzung

Ausgehend von physiologischen Grundlagen der menschlichen Wahrnehmung und Interaktionsfähigkeit werden in Kapitel 2 zunächst allgemeine Entwurfsgrundlagen und Konzepte zur Entwicklung haptischer Systeme abgeleitet. Aus der Analyse des Standes der Technik zum Einsatz haptischer Systeme in der Single-Port-Chirurgie werden in Kapitel 3 Defizite abgeleitet und sich daraus ergebender Forschungsbedarf diskutiert.

Aufbauend darauf folgt in Kapitel 4 die Einordnung der Arbeit in den Kontext des DFG-Forschungsprojektes FLEXMIN, in welchem die Motivation dieser Arbeit begründet ist. Im Rahmen dessen sollen Strategien und Konzepte zur Integration von auf Basis parallelkinematischer Mechanismen wirkender intrakorporaler Manipulatoren und Mensch-Maschine Schnittstellen zu einem Teleoperationssystem analysiert und evaluiert werden. Damit wird das Ziel verfolgt im Rahmen minimalinvasiver Chirurgie die Flexibilität von Manipulatoren zu erhöhen und einem Arzt haptisches Feedback bezüglich der stattfindenden Endeffektorinteraktion darzustellen. Die Umsetzung der Ziele soll zu einem System führen, das die Durchführung des medizinischen Leitszenarios der *transanalen Rektumresktion* ermöglicht. Dabei soll im Vergleich zum Stand der Technik die Ergonomie für den Arzt erhöht und die Belastung für den Patienten reduziert werden.

Aus dem Projekt und aus dem Stand der Technik abgeleitete wissenschaftliche Ziel- und Forschungsfragestellungen sind in Kapitel 5 dargestellt. Aufbauend darauf wird ein Lösungskonzept abgeleitet, welches die Beantwortung der ausgeführten Forschungsfragestellungen ermöglicht. Mit Rücksicht auf den Stand der Technik, die grundlegenden Entwurfsziele haptischer Systeme sowie den Randbedingungen, die sich aus dem Projekt FLEXMIN ergeben, erfolgt in Kapitel 6 zunächst die Ableitung von Anforderungen für die in dieser Arbeit zu realisierende Bedieneinheit.

Darauf aufbauend folgen der Entwurf und die Realisierung der Mensch-Maschine-Schnittstelle und die Verifikation der realisierten Systemkomponenten. Die Integration der Systemkomponenten führt zur gesamten Bedieneinheit und damit zur Definition des Chirurgenarbeitsplatzes.

Sowohl die Konzeption als auch der Entwurf der Bedieneinheit sind eingebettet in die Analyse und den Vergleich unterschiedlicher Methoden zur Darbietung haptischen Feedbacks und die Analyse der Kombinierbarkeit dieser Methoden in einem System.

Mit der Einführung von pseudo-haptischem Feedback für die Teleoperation in Kapitel 7 wird eine neue Art der Darbietung haptischen Feedbacks abgeleitet, implementiert und anhand von Probandenstudien evaluiert.

Für die zur Darbietung haptischen Feedbacks unumgängliche Integration von Kraftsensorik im Manipulator werden in Kapitel 8 Konzepte abgeleitet, umgesetzt und messtechnisch evaluiert. Die analysierten Messkonzepte werden aus der Analyse des Stands der Technik und unter Berücksichtigung der speziellen Struktur des eingesetzten intrakorporalen Manipulators abgeleitet. Eine Validierung des Teleoperationssystems anhand von „klinischen“ Versuchen und Probandenstudien erfolgt in Kapitel 9. Ziel ist es, die Funktionsfähigkeit des Prototypen im Anwendungsszenario zu validieren, den Hub des entwickelten haptischen Systems gegenüber dem Stand der Technik aufzuzeigen und das Erreichen der in Kapitel 5 hypothetisch formulierten Ziele zu überprüfen.

Abschließend werden in Kapitel 10 die während der Arbeit gewonnen Erkenntnisse zusammengefasst und ausblickend wissenschaftliche Fragestellungen für aufbauende Arbeiten abgeleitet.

2 Grundlagen der haptischen Teleoperation

In diesem Kapitel sollen Möglichkeiten und Grenzen der Entwicklung haptischer Systeme untersucht und abgeleitet werden. Hierzu werden technische Kriterien aus der Physiologie des Menschen abgeleitet und dem späteren Systementwurf zu Grunde gelegt. Zusätzlich werden allgemeine Ansätze zur Umsetzung haptischer Teleoperationssysteme diskutiert und systemtheoretische Entwurfsziele abgeleitet.

2.1 Physiologische Grundlagen

Mithilfe seiner Extremitäten interagiert der Mensch mit einem haptischen System. Daher ist bei der Entwicklung technischer Bediensysteme das Verständnis der menschlichen Physiologie Voraussetzung. Aus den von der Physiologie des Menschen gesteckten Grenzen lassen sich Rahmenbedingungen und Anforderungen an ein haptisches System ableiten, welche als Entwurfsgrundlage im Entwicklungsprozess dienen.

2.1.1 Grundlagen zur menschlichen Wahrnehmung

Der Mensch nimmt seine Umwelt durch seine *Sinne* wahr. Den Sinnen des Menschen ordnet man neben den klassischen fünf: *Schmecken, Riechen, Hören, Sehen* und *Fühlen*, heute weitere zu. Hierzu gehören der *Gleichgewichtssinn, Temperatursinn, Schmerzempfinden* sowie die *Tiefenwahrnehmung* [6].

Im Rahmen dieser Arbeit ist der Sinn des Fühlens, unterteilt in die Oberflächensensibilität, der sogenannten *Mechanorezeption*, sowie die Tiefenwahrnehmung, der sogenannten *Propriozeption*, von größtem Interesse. Diese beiden Sinne beziehen sich auf die haptische Interaktion des Menschen mit seiner Umgebung und sind damit das Bindeglied zwischen einem entwickelten haptischen System und dem Menschen selbst.

Ferner wird in späteren Teilen der Arbeit der visuelle Sinneskanal genutzt, um den haptischen Eindruck einer Interaktion zu beeinflussen und zu variieren. Daher wird im Folgenden auch der visuelle Sinneskanal, das Sehen, thematisiert.

Mechanorezeption und Propriozeption

Die *Mechanorezeption* beschreibt die taktile Oberflächensensibilität der Haut. Bei Interaktion der Haut mit der Umgebung erzeugen Rezeptoren in der Haut Nervenreize, die im *somato-viszeralen* Bereich des Gehirns ausgewertet werden [7].

Man unterscheidet zwischen sechs unterschiedlichen Rezeptoren, wovon vier im Bereich der nicht behaarten Haut, wie man sie in der Handfläche und an den Fingern besitzt, angeordnet

sind. Die Zuordnung der Rezeptoren zu den unterschiedlichen Bereichen der Haut ist in Abbildung 2.1 dargestellt.

Die unterschiedlichen Rezeptoren unterscheiden sich maßgeblich hinsichtlich ihrer Empfindlichkeit für unterschiedliche Reize, der Geschwindigkeit mit der sie sich an einen gewissen Reiz anpassen bzw. adaptieren und der notwendigen Kontaktfläche, über die die Reize in die Haut eingeleitet werden.

In der Haut befinden sich langsam adaptierende (SA, slowly adapting) und schnell adaptierende Zellen (RA, rapidly adapting). Dabei können nur langsam adaptierende Zellen eine konstant anliegende Kraft detektieren [6]. Sie werden auch als *Intensitätssensoren* bezeichnet. Zu den langsam adaptierenden Zellen gehören die *Merkel-Zellen* (SA-I), welche auf Reize reagieren, die senkrecht zur Hautoberfläche einwirken. Die ebenfalls langsam adaptierenden Ruffini-Körperchen (SA-II) erfassen die tangentielle Dehnung der Haut [6]. Schnell adaptierende Zellen erfassen maßgeblich die Änderung einer Größe auf der Haut. Zu dieser Klasse gehören die *Meissner-Körperchen* (RA-I), die die Änderung von Auslenkung und Dehnung der Haut erfassen. Aufgrund der Detektion der zeitlichen Änderung eines Reizes werden diese Zellen als *Geschwindigkeitssensoren* bezeichnet.

Ebenfalls zu der Klasse der schnell adaptierenden Zellen gehören die sogenannten *Pacini-Körperchen* (RA-II, bzw. PC), welche maßgeblich die Geschwindigkeitsänderung eines Reizes

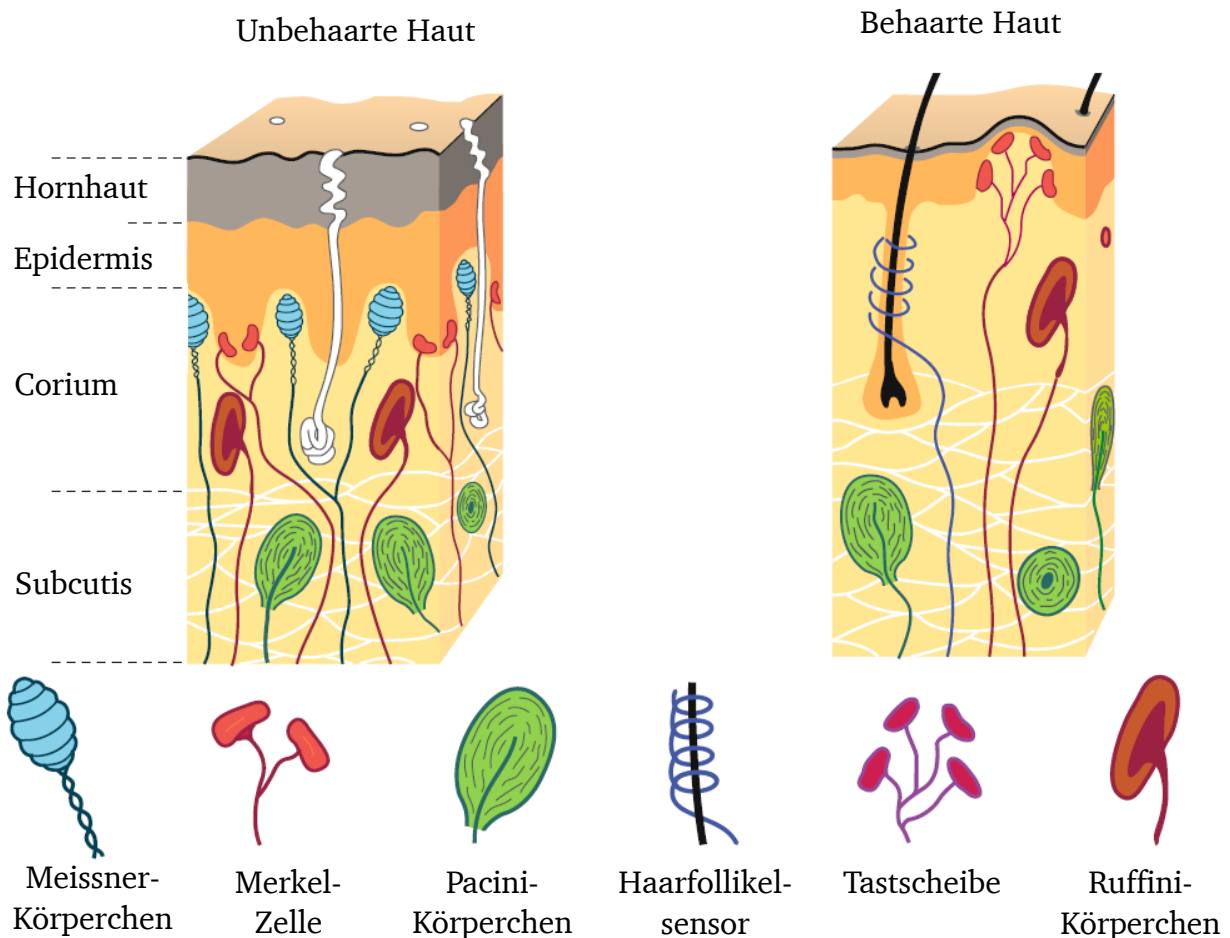


Abb. 2.1: Schematische Darstellung der in der Haut befindlichen Mechanorezeptoren, basierend auf [6].

erfassen und damit einen Nervenreiz äquivalent zu einer Beschleunigung hervorrufen. Diese Rezeptoren werden auch als *Vibrationssensoren* bezeichnet. Ein *Pacini-Körperchen* deckt eine Fläche von ca. 100 mm^2 ab [8], was dazu führt, dass Beschleunigungen und Vibrationen großflächig über die Hautoberfläche verteilt wahrgenommen werden. In Studien konnte bestätigt werden, dass eine größere Kontaktfläche die Wahrnehmung von hochfrequenten Reizen positiv beeinflusst [9]. Die Reize, die von Rezeptoren der Klasse RA hervorgerufen werden, klingen meist bereits nach einer Adaptionszeit von 50 - 500 ms ab [6].

Von geringerer Relevanz für die haptische Interaktion sind die in der behaarten Haut befindlichen Rezeptoren. In der behaarten Haut befinden sich zusätzlich zu den bereits beschriebenen Rezeptoren *Haarfolikelsensoren*, welche den Zug bzw. die Bewegung eines Haares am Körper detektieren. So ist beispielsweise der Luftzug über die Haut wahrnehmbar. Zusätzlich befinden sich mit den *Tastscheiben* Abwandlungen und Zusammenschaltungen von *Merkelzellen* in der behaarten Haut, welche zur Druckdetektion dienen. Die Verteilung und Dichte der Rezeptoren in unbehaarter Haut sowie deren räumliches Auflösungsvermögen ist in Abbildung 2.2 aufgeführt. Eine Zusammenfassung der Eigenschaften der Rezeptoren ist in Tabelle 2.1 angegeben.

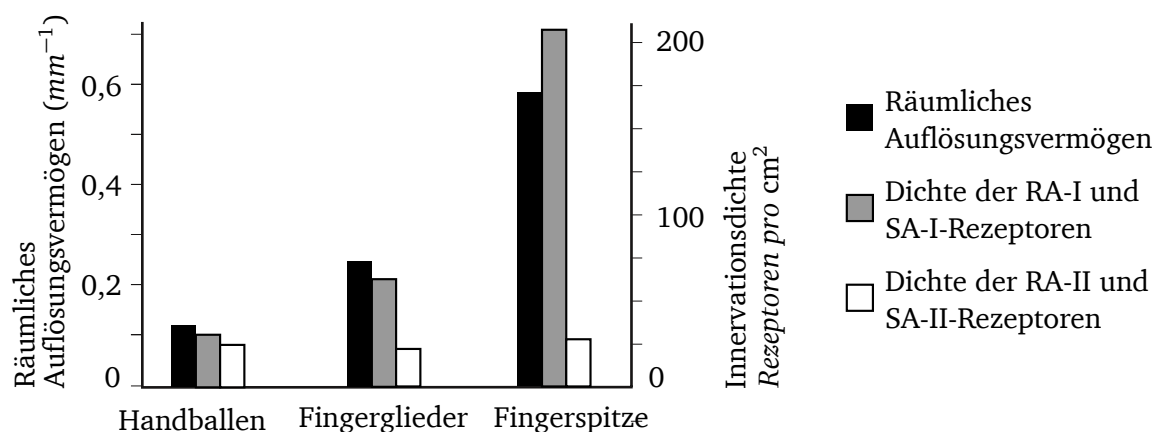


Abb. 2.2: Räumliches Auflösungsvermögen sowie die Dichte von oberflächennahen und tiefer liegenden Rezeptoren.

Die höhere Dichte von Merkel- und Meissner-Zellen führt zu einem gesteigerten örtlichen Auflösungsvermögen statischer Reize an der Fingerspitze. Die Statistik zeigt ein grundsätzlich niedriges räumliches Auflösungsvermögen für Beschleunigungen und Vibrationen. Abbildung nach [10] basierend auf [6].

Neben der beschriebenen Mechanorezeption bietet die *Propriozeption* (gleichbedeutende Verwendung der Begriffe der *kinästhetischen* Wahrnehmung bzw. *Tiefenwahrnehmung*) dem Menschen die Möglichkeit, Gelenkstellungen, Lage, Kraft und Bewegung von Extremitäten zu spüren. Hierzu werden Gelenksensoren und, seriell zwischen Muskeln und Sehnen befindliche, sogenannte *Golgi-Sehnenorgane*, welche ihre Dehnung in Nervenreize wandeln, vom Hirn ausgewertet. Die Tiefenwahrnehmung ist die Voraussetzung dafür, dass wir in der Lage sind, blind unsere Extremitäten zu koordinieren und zu jeder Zeit zu wissen, in welcher Stellung sich unser Körper befindet [6].

Tab. 2.1: Eigenschaften menschlicher Mechanorezeptoren, basierend auf [10].

Mechanorezeptor	Größe (mm²) [6, 11–14]	Bandbreite (Hz) [11, 13, 15, 16]	Kodierung [6, 11, 17]
SA-I (Merkel-Scheibe)	7 – 12	≤ 20	Intensität
SA-II (Ruffini-Körperchen)	50 – 75	≤ 50	Intensität
RA-I (Meissner-Körperchen)	7 – 19	10 – 50	Intensitätsänderung
RA-II (Pacini-Körperchen)	100 – 300	10 – 1000	Beschleunigung

Mithilfe seiner Rezeptoren ist der Mensch in der Lage eine Vielzahl mechanischer Reize wahrzunehmen und zuzuordnen. Dabei ist das Auflösungsvermögen abhängig von der Art und der Intensität des Reizes. Eine Auswahl von typischen Kenngrößen, die die haptische Wahrnehmung betreffen, sind in Tabelle 2.2 aufgeführt.

Die in der Tabelle aufgeführten Werte haptischer Wahrnehmung beziehen sich maßgeblich auf die Werte der absoluten- sowie der differentiellen Wahrnehmungsschwelle.

Die *absolute Wahrnehmungsschwelle* beschreibt, wie groß die minimale Stärke eines Reizes sein muss, um wahrgenommen werden zu können [22]. Die *differentielle Wahrnehmungsschwelle*, oder auch Just-Noticeable Difference (JND), beschreibt den mindestens erforderlichen Unterschied zweier physikalischer Reize, um gerade eben noch als unterschiedlich wahrgenommen werden zu können. Die JND ist nach dem Gesetz von WEBER zu

$$\text{JND} := \frac{\Delta\Phi}{\Phi_0} \quad (2.1)$$

definiert, wobei Φ_0 einen Referenzreiz und $\Delta\Phi$ die Reizänderung darstellt [23].

Relevant für den Entwurf haptischer Systeme ist des Weiteren die in Abbildung 2.3 dargestellte Frequenzabhängigkeit der haptischen Wahrnehmung des Menschen.

Grundsätzliche Untersuchungen zur Frequenzabhängigkeit der Wahrnehmung führte die Arbeitsgruppe um GESCHIEDER und BOLANOWSKI in Bezug auf Auslenkungen durch [24, 25]. HATZFELD bestätigte das frequenzabhängige Verhalten der Wahrnehmung in Bezug auf kraftbasierte Reize in seiner Dissertation [10].

Aus den Untersuchungen lässt sich ein Maximum der Empfindlichkeit zwischen (200 und 300) Hz ableiten. Ebenso ableitbar ist, dass die Empfindlichkeit im Frequenzbereich ab ca. 30 Hz stark von der Größe der Kontaktfläche abhängig ist, was wiederum Rückschlüsse auf die für diesen Frequenzbereich relevanten Rezeptoren zulässt. Bei der Entwicklung haptischer Systeme ist daher darauf zu achten, dass Reize bei gleicher Amplitude, jedoch unterschiedlicher Frequenz vom Menschen nicht als gleichartig wahrgenommen werden.

Einen Ansatz zur Berücksichtigung der frequenzabhängigen Wahrnehmung des Menschen im

Tab. 2.2: Ausgewählte Kennwerte zur Wahrnehmungsfähigkeit der menschlichen Hand.
(Auswahl aus [18] sowie [19–21])

Größe	Kennwert	Körperstelle	Wert
Statische Auslenkung	Hautauslenkung, Absolutschwelle	Fingerspitze, taktil	10 μm
	Positionsauflösung	Fingergelenk, kinästhetisch	2,5 $^\circ$
		Handgelenk, kinästhetisch	2,0 $^\circ$
Dynamische Auslenkung	Frequenz, Obergrenze der taktilen Wahrnehmung	Finger, taktil	5...10 kHz
	Frequenz, Obergrenze der kinästhetischen Wahrnehmung	gesamter Körper, kinästhetisch	20...30 Hz
	Bereich maximaler Empfindlichkeit	Fingerspitze, Handfläche, taktil	200...300 Hz
	Amplitude, Wahrnehmungsschwelle im Frequenzbereich maximaler Empfindlichkeit	Fingerspitze, Handfläche, taktil	0,1...0,2 μm
	Amplitudenauflösung, JND	Fingerspitze, taktil	10...25 %
	Frequenzauflösung, JND	Fingerspitze, taktil	8...10 %
Kraft	Absolutschwelle	Fingerspitze, taktil	0,8 mN
		Handfläche, taktil	1,5 mN
	JND	gesamter Körper, kinästhetisch	5...10 %
Nachgiebigkeit	JND	Daumen, Zeigefinger kinästhetisch	5...15 mN
Latenz	Absolutschwelle	visuell-haptisch	40 ms...150 ms

Entwurfsprozess haptischer Systeme beschreibt KERN [1]. Mit der netzwerkbasieren Methode der *Force Impression* (FIP) ermöglicht er die frequenzabhängige Verstärkung bzw. Abschwächung einzelner Signale, indem er das darzustellende haptische Feedback mit der von GESCHIEDER gemessenen Wahrnehmungskurve in Abbildung 2.3 bewertet.

Visuelle Wahrnehmung

Bei der Teleoperation beobachtet der Nutzer den Endeffektor des Slave sowie die manipulierte Umgebung mit seinen Augen. Der visuelle Kanal dient dabei als Rückführung der äußeren Regelschleife des gesamten Teleoperationssystems zur exakten Positionierung des Endeffektors im Raum. Die visuellen Reize dienen dabei als Referenz für den Nutzer, um entsprechende Steu-

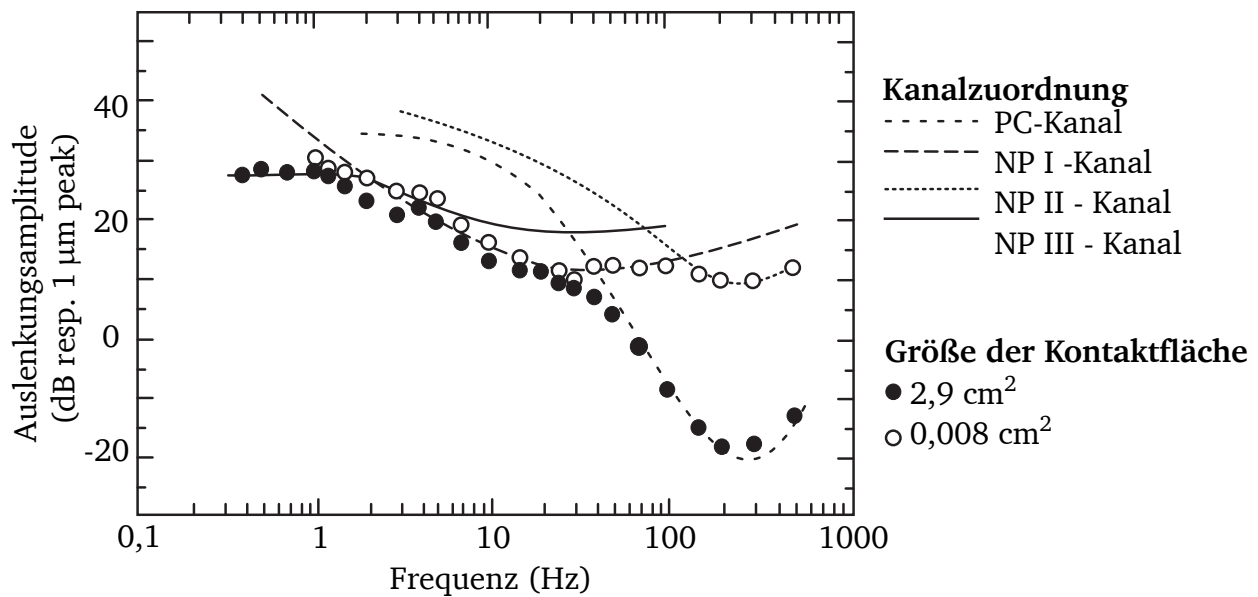


Abb. 2.3: Frequenzabhängigkeit der Wahrnehmungsschwelle von Auslenkungen, aufgeteilt nach ausgewerteten Rezeptoren.

P: Pacini-Körperchen, NP: Nicht-Pacini-Körperchen. (Nach [10] basierend auf [24, 25])

erbefehle in die Bedieneinheit des Teleoperationssystems einzugeben. Dies bedeutet, dass die Positionierung des Endeffektors relativ zum Ort der Intervention trotz aller haptischen Hilfsmittel, wie Skalierung oder Tremorunterdrückung, nie genauer eingestellt werden kann, als es das Auflösungsvermögen des Auges sowie die bildgebenden Rückkopplungsverfahren zulassen.

Ein normalsichtiger Mensch hat ein durchschnittliches Auflösungsvermögen von etwa einer Winkelminute ($1'$). Dieses Winkelaufhebungsvermögen ist durch die Größe der optischen Rezeptoren im Auge begrenzt. Dies führt dazu, dass in einer Entfernung von einem Meter noch Strukturen mit einem Durchmesser von $100\text{ }\mu\text{m}$ erkannt werden können [6]. Durch optische Hilfsmittel wie Lupen oder kamerabasierte Bildgebung ist es möglich, das Arbeitsgebiet optisch zu vergrößern. Daher ist es im Bereich der Teleoperation möglich, eine höhere absolute Auflösung zu erreichen. Um eine ermüdungsfreie und natürliche Arbeitsweise mit einem Teleoperationssystem zu ermöglichen, ist darauf zu achten, dass vom Teleoperationssystem ausgeführte Aktionen zeitsynchron mit visuellen Reizen ausgeführt werden. Die Latenz, die sich zwischen einem haptischen und einem visuellen Reiz einstellen darf, ohne von einem Menschen wahrgenommen werden zu können, liegt zwischen 40 ms und 150 ms [19–21]. Hiernach richtet sich die maximal zulässige Durchlaufzeit der Regelschleife eines Teleoperationssystems, um die wahrnehmbare Latenz nicht zu übersteigen.

2.1.2 Haptische Interaktion

Die haptische Wahrnehmung ist der einzige der menschlichen Sinne, der nur durch direkte Interaktion mit seiner Umgebung zu einem wahrnehmbaren Reiz führt. Dabei hat der Mensch direkten Einfluss auf das haptische System, bzw. die Umgebung, mit der er interagiert.

Im Fall haptischer Teleoperation sind für den Entwurf haptischer Systeme die motorischen Fä-

higkeiten des Menschen von größter Bedeutung. Der Mensch beschränkt den vom System zur Verfügung zu stellenden Arbeitsraum. So ist für ein mit der Hand bedientes Nutzerinterface die Beweglichkeit der Hand zu berücksichtigen. Werte für die Bewegungsfähigkeit der menschlichen Hand sind Abbildung 2.4 zu entnehmen.

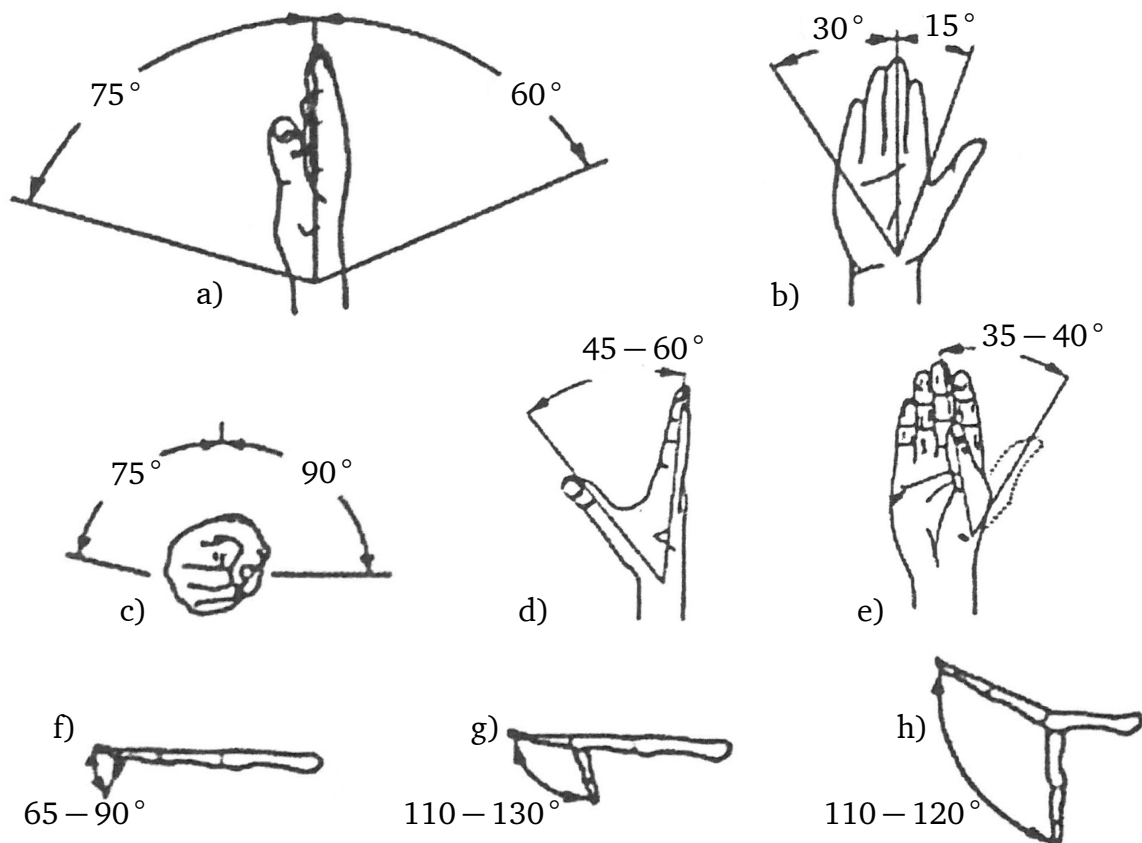


Abb. 2.4: Maximal mögliche Gelenkstellungen der menschlichen Hand [26].

a) Dorsalextension und Volarflexion b) Ulnarabduktion und Radialabduktion c) Supination und Pronation d) Opposition und Reposition e) Adduktion und Abduktion f) Fingerendgelenk g) Fingergrundgelenk h) Fingergrundgelenk

Die von einer Bedieneinheit ausgehenden Interaktionskräfte sollten die vom Nutzer aufzubringenden Kräfte nicht übersteigen. Ebenso ergibt sich die Grenze der notwendigen Auflösung von Sensoren im Nutzerinterface aus den menschlichen Fähigkeiten zur Auflösung einer Bewegung. In gewissen Bereichen unterscheiden sich die Kennwerte der haptischen Interaktion stark von denen der haptischen Wahrnehmung. Beispielsweise sind durch den Menschen bewusst ausführbare Bewegungen bis zu einer Dynamik von ca. 10 Hz möglich, während die Wahrnehmung einen Frequenzbereich von mehr als 1000 Hz aufweist [18, 27]. Ausgewählte Kennwerte der haptischen Interaktion sind in Tabelle 2.3 aufgeführt.

Die Interaktionsfähigkeit des Menschen unterscheidet sich auch hinsichtlich der Kontaktart und Griffsituation. Man unterscheidet zwischen Kontaktgriffen, womit Oberflächen abgetastet werden können, Präzisionsgriffen zur präzisen Handhabung bei kleinen bis mittleren Kräften sowie Kraftgriffen zur Übertragung größerer Kräfte. Eine Auswahl unterschiedlicher Griffarten ist

Tab. 2.3: Auswählte quantitative Kennwerte zur Interaktionsfähigkeit des Menschen.

Größe	Kennwert	Körperstelle /Bemerkung	Wert	Quelle
Kraft	Maximum	Finger	50 N	[28]
		Handgelenk	60 N	[28]
		Präzisionsgriff	45 ... 65 N	[11]
		Schlüsselgriff	76 ... 109 N	[11]
		Ellenbogen und Schulter	100 N	[28]
	Auflösung	Darstellbare Dauerkraft ohne nennenswerte Ermüdung	15 % v. Max	[28]
		allgemeine Angabe	11...15 %	[29]
		JND, bei 20 ...50 N	1 %	[28]
		JND, bei 5 ... 18 N	10 %	[30]
Bewegung	Geschwindigkeit	Maximum	59,6 ... 105 cm/s	[31]
	Beschleunigung	Maximum	12,2 m/s ²	[27]
	Bandbreite	Aktives Tasten	<2 Hz	[32]
		gewollte Bewegung	2...4 Hz	[33]
		periodisches Nachführen	2...7 Hz	[34]
		gewohnte Bewegung	2...8 Hz	[32]
		Reflexe	10 Hz	[27]
		Allgemeine Beschreibung	< 10 Hz	[35]
		Tremor des Fingers	8...12 Hz	[36]

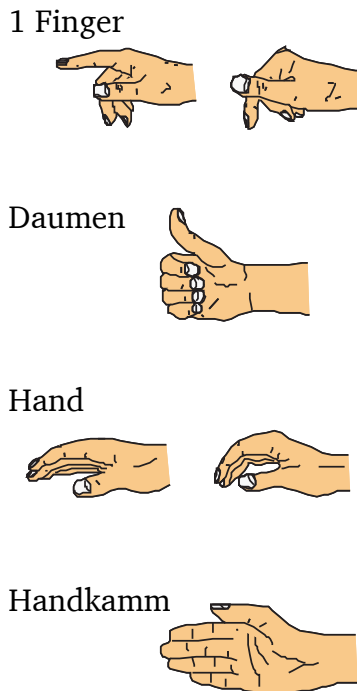
in Abbildung 2.5 dargestellt. Eine übergreifende Analyse unterschiedlicher Griffarten hat FEIX durchgeführt [37].

Die gewünschte Interaktionsart und Griffsituation stellt die Basis für die Auswahl und den Entwurf des technischen Systems zur Nutzerinteraktion dar. Die direkte Ankopplung des technischen Systems an den Nutzer erfolgt mit kinematischen Strukturen, deren Grundlagen im Folgenden zunächst beschrieben werden.

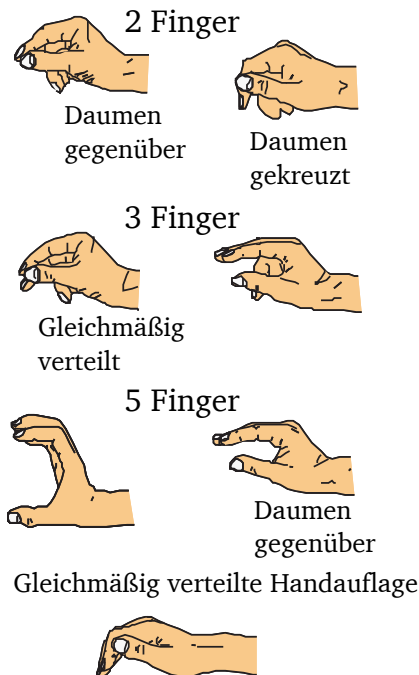
2.2 Grundlagen kinematischer Strukturen

Zur Darstellung haptischen Feedbacks im kinästhetischen Bereich sind mechanische Komponenten notwendig, welche die von Aktoren bereitgestellten Kräfte anpassen und bereitstellen, sodass

Kontaktgriffe



Präzisionsgriffe



Kraftgriffe

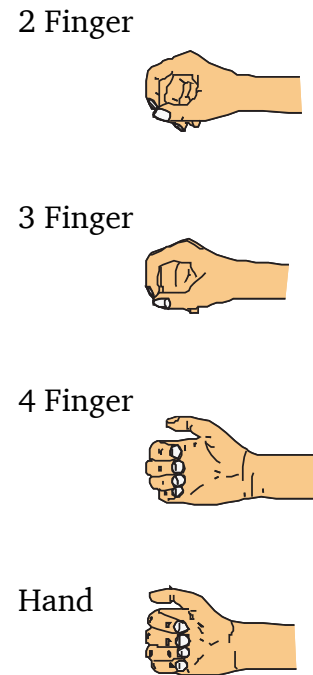


Abb. 2.5: Systematik der Griffarten aufgeteilt nach den Arten der Interaktion: Kontaktgriff, Präzisionsgriff und Kraftgriff, basierend auf [7, 38].

diese für einen Nutzer in einer definierten räumlichen Umgebung wahrnehmbar werden. Hierzu eingesetzte kinematische Strukturen bestehen meist aus starren Gliedern, welche in der Ebene oder im Raum bewegt werden können und über Gelenke miteinander verbunden sind [39]. Man unterscheidet zwei grundsätzliche Arten von Gelenken:

- Passive Gelenke nehmen idealerweise in der bzw. den Vorzugsrichtungen keine Momente auf und werden lediglich als Verbindungselemente zwischen je zwei Gliedern eingesetzt.
- Aktive Gelenke beinhalten Aktoren und stellen damit in der bzw. den Bewegungsvorzugsrichtungen Kräfte oder Momente im Gelenk bereit.

Durch Zusammenschaltung mehrerer Glieder mit Gelenken entsteht ein System, das als kinematische Kette bezeichnet wird. Den Ursprung einer kinematischen Struktur bezeichnet man als *Basis*. Die Basis ist dabei meist gestellfest ausgeführt. Den Abtrieb eines kinematischen Mechanismus benennt man als *Tool Center Point* (TCP). Die direkte Verbindung zwischen Basis und TCP bezeichnet man als *Führungskette* oder *kinematische Hauptkette* [40].

2.2.1 Arten kinematischer Mechanismen

Abhängig von der Topologie der Glieder und Gelenke werden drei unterschiedliche Klassen kinematischer Mechanismen unterschieden. Dies sind die *seriellkinematischen Mechanismen*, *parallelkinematischen Mechanismen* und *hybridkinematischen Mechanismen*, wie in Abbildung 2.6 aufgezeigt.

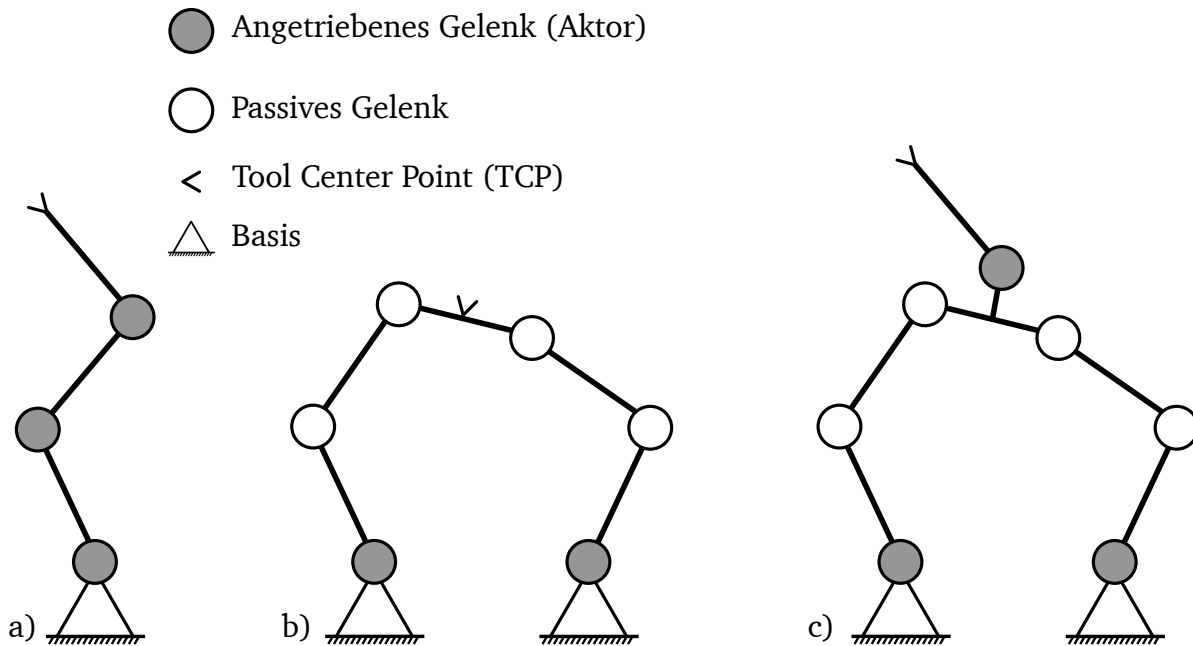


Abb. 2.6: Drei Typen kinematischer Strukturen:

a) *Seriellkinematischer Mechanismus* b) *Parallelkinematischer Mechanismus* c) *Hybridkinematischer Mechanismus*.

Seriellkinematische Mechanismen zeichnen sich durch eine offene kinematische Kette aus und beinhalten ausschließlich aktive Gelenke. Dabei ergibt sich die Position des TCP aus der direkten Reihenschaltung der einzelnen einstellbaren Winkel der aktiven Gelenke und der Länge der verbindenden Glieder. Diese Art von kinematischer Struktur ist in robotischen Anwendungen weit verbreitet und wird für die Handhabung und Montage aufgrund ihres schlanken und einfachen Aufbaus in Fertigungsprozessen vorwiegend eingesetzt [3].

Parallelkinematische Mechanismen zeichnen sich durch geschlossene kinematische Ketten aus und besitzen sowohl aktive als auch passive Gelenke. Die relative Position zwischen Basis und TCP wird dabei neben den Gelenkwinkeln der aktiven Gelenke durch Zwangsbedingungen bestimmt, welche sich aus der zusätzlichen Verkopplung der Glieder durch passive Gelenke ergeben. Parallelkinematische Mechanismen weisen im Allgemeinen mehr als einen Kraftpfad zwischen Basis und TCP auf, sodass mehrere Aktoren parallel auf die Position des TCP wirken können.

Die Zusammenschaltung von parallel- und seriellkinematischen Strukturen nennt man Hybridkinematik, die sich durch teilweise geschlossene kinematische Ketten auszeichnet [40].

Die drei vorgestellten Klassen kinematischer Mechanismen unterscheiden sich maßgeblich hin-

sichtlich ihres Getriebeverhaltens. Das Getriebeverhalten beschreibt dabei das sich über den Arbeitsraum veränderte Übersetzungsverhältnis zwischen Eingangs- und Ausgangskordinaten eines Mechanismus. Während das Getriebeverhalten bei seriellkinematischen Mechanismen im Arbeitsraum weitestgehend konstant ist, ändert sich dieses bei parallelkinematischen Mechanismen meist stark, abhängig von der aktuellen TCP-Position im Raum.

Seriellkinematische Mechanismen weisen prinzipbedingt eine verhältnismäßig große bewegte Masse auf, da sich in jedem bewegten Gelenk ein Aktor befindet und zur Erhöhung der Struktursteifigkeit regide Glieder eingesetzt werden müssen. Bei parallelkinematischen Mechanismen ist es möglich, Aktoren gestellfest in der Basis anzuordnen und leichtere, passive Gelenke in den kinematischen Ketten anzuordnen. Da sich die Last, die am TCP wirkt, auf mehrere parallele kinematische Ketten aufteilen lässt, können einzelne Glieder schlanker ausgelegt werden als bei seriellen Mechanismen.

Bei seriellkinematischen Mechanismen sind die Steifigkeit und erzielbare Kraft am TCP durch die Leistungsfähigkeit des kleinsten Aktors beschränkt. Jeder in der kinematischen Kette befindliche Aktor muss alle folgenden Aktoren in der Kette beschleunigen und tragen. Dagegen lassen sich bei parallelkinematischen Mechanismen die Kräfte, beziehungsweise Momente, der antreibenden Aktoren, abhängig von der Gelenkstellung der kinematischen Ketten, aufaddieren, was sich auch positiv auf die Dynamik des parallelen Mechanismus und damit auf den Bereich darstellbaren haptischen Feedbacks auswirkt.

Eine Auswahl charakteristischer Eigenschaften seriell- und parallelkinematischer Mechanismen ist in Tabelle 2.4 zusammengefasst.

Tab. 2.4: Eigenschaften seriell- und parallelkinematischer Mechanismen [7, 40, 41].

Eigenschaft	Seriell	Parallel
Arbeitsraum/Bauraum	hoch	niedrig
Steifigkeit	niedrig	hoch
Bewegte Masse	hoch	gering
Dynamik/Geschwindigkeit	niedrig	hoch
Kräfte am TCP	niedrig	hoch
Berechnung der Vorwärtskinematik	einfach (analytisch)	schwierig (numerisch)
Berechnung der Rückwärtskinematik	schwierig (numerisch)	einfach (analytisch)

2.2.2 Mathematische Beschreibung kinematischer Mechanismen

Beschreibung von Position und Geschwindigkeit

Zur Beschreibung von kinematischen Koordinaten ist die Verwendung der Variablen $\mathbf{q} = (q_1 \dots q_m)^T$ als Vektor der Antriebskoordinate sowie $\mathbf{p} = (p_1 \dots p_n)^T$ als Vektor der Abtriebskoordinate üblich. Die Transformation der Antriebskoordinate \mathbf{q} auf die Abtriebskoordinate \mathbf{p}

$$\mathbf{p} = f(\mathbf{q}) \quad (2.2)$$

beschreibt man als *Vorwärtskinematik*.

Die Transformation der Abtriebskoordinate \mathbf{p} auf die Antriebskoordinate \mathbf{q}

$$\mathbf{q} = f^{-1}(\mathbf{p}) \quad (2.3)$$

wird hingegen als *Rückwärts-* beziehungsweise *Inverskinematik* bezeichnet.

Während sich die Vorwärtskinematik für seriellkinematische Mechanismen geschlossen analytisch durch Rotationen an Gelenkwinkeln und Verschiebungen über die Glieder berechnen lässt, ist die Inverskinematik nicht eindeutig lösbar. Ein bewährtes Verfahren zur Durchführung dieser schrittweisen Transformation zur Bestimmung der Vorwärtskinematik stellt die *Denavit-Hartenberg-Transformation* (u.a. [40]) dar. Bei parallelkinematischen Mechanismen verhält es sich genau umgekehrt. Meist ist die Inverskinematik einfach zu lösen, während die Vorwärtskinematik, selbst bei einfachen Mechanismen, nur numerisch lösbar ist.

Um die Eigenschaften eines kinematischen Mechanismus zusammenzufassen, bietet sich die Verwendung der *Jakobimatrix* an. Diese ergibt sich aus der partiellen Ableitung der Vorwärtskinematik nach Gl. (2.2)

$$\mathbf{J}(\mathbf{q}) = \frac{\partial \mathbf{p}}{\partial \mathbf{q}} = \frac{\partial f(\mathbf{q})}{\partial \mathbf{q}} = \begin{pmatrix} \frac{\partial p_1}{\partial q_1} & \dots & \frac{\partial p_1}{\partial q_m} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial p_n}{\partial q_1} & \dots & \frac{\partial p_n}{\partial q_m} \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

nach den Antriebskoordinaten \mathbf{q} .

Die Jakobimatrix beschreibt damit den Zusammenhang zwischen den antriebs- und abtriebsseitigen Geschwindigkeiten

$$d\mathbf{p} = \mathbf{J} \cdot d\mathbf{q} . \quad (2.5)$$

Sie kann ebenso als positionsabhängige Linearisierung des kinematischen Mechanismus betrachtet werden [40].

Entsprechend der vorherigen Definition lässt sich die Inverskinematik durch deren partielle Ableitung nach der Abtriebskoordinate \mathbf{p}

$$\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{p}) = \frac{\partial \mathbf{q}}{\partial \mathbf{p}} = \frac{\partial f(\mathbf{p})}{\partial \mathbf{p}} = \begin{pmatrix} \frac{\partial \mathbf{q}_1}{\partial \mathbf{p}_1} & \dots & \frac{\partial \mathbf{q}_1}{\partial \mathbf{p}_n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial \mathbf{q}_m}{\partial \mathbf{p}_1} & \dots & \frac{\partial \mathbf{q}_m}{\partial \mathbf{p}_n} \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

durch die inverse Jakobimatrix darstellen.

Die notwendigen Gelenkwinkel, um eine gewisse Position des TCP einzustellen, ergeben sich also zu

$$d\mathbf{q} = \mathbf{J}^{-1} \cdot d\mathbf{p} . \quad (2.7)$$

Beschreibung der Kraftübersetzung kinematischer Mechanismen

Neben der Beschreibung kinematischer Größen (Position, Geschwindigkeit, etc.) ist gerade für den Einsatz einer kinematischen Struktur zur Ausgabe eines haptischen Feedbacks deren Kraftübersetzung von großem Interesse. Dazu wird für den quasistatischen Fall der Zusammenhang zwischen den Antriebskräften, bzw. -momenten $\boldsymbol{\tau}$, und den Abtriebskräften \mathbf{F} nach dem Gesetz der virtuellen Verrückung bestimmt [42]

$$\partial \mathbf{p}^T \cdot \mathbf{F} = \partial \mathbf{q}^T \cdot \boldsymbol{\tau} . \quad (2.8)$$

Unter Verwendung des Zusammenhangs $\partial \mathbf{p}^T = (\mathbf{J} \cdot \partial \mathbf{q})^T = \partial \mathbf{q}^T \cdot \mathbf{J}^T$ aus Gl. (2.4) folgt

$$\partial \mathbf{q}^T \cdot \mathbf{J}^T \cdot \mathbf{F} = \partial \mathbf{q}^T \cdot \boldsymbol{\tau} . \quad (2.9)$$

Kürzen auf beiden Seiten ergibt die Gleichung zur Berechnung der Antriebskräfte bzw. -momente unter Berücksichtigung einer gewünschten vorgegebenen Abtriebskraft am TCP, die als haptisches Feedback an einen Nutzer ausgegeben werden soll

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}^T \cdot \mathbf{F} . \quad (2.10)$$

2.3 Topologien und Systemstrukturen haptischer Systeme

Um den Slave eines Teleoperationssystems mit haptischem Feedback zu steuern, ist eine Bedieneinheit notwendig, welche die vom Nutzer vorgegebene Bewegung in Steuersignale für den Slave wandelt und die Wiedergabe haptischen Feedbacks ermöglicht. Die haptische Bedieneinheit weist also je einen Kanal für die Ein- und die Ausgabe von Signalen auf. Zur Realisierung

dieser Funktionen bieten sich technische Lösungen an, die sich in vier Klassen unterteilen lassen:

- Impedanz-gesteuerte Systeme
- Impedanz-geregelte Systeme
- Admittanz-gesteuerte Systeme
- Admittanz-geregelte Systeme

Dabei unterscheiden sich die Klassen hinsichtlich ihrer Ein- und Ausgangsgrößen, *Kraft* und *Weg* bzw. *Geschwindigkeit* und in der Art der Steuerung bzw. Regelung. Ebenso unterscheiden sich die Klassen hinsichtlich ihrer technischen Realisierung, vor allem in Bezug auf die eingesetzten Aktoren sowie die damit erzielbaren Kenngrößen der haptischen Systeme und die daraus resultierenden Einsatzgebiete.

Die folgende Beschreibung der Systemstrukturen bezieht sich auf die Darstellung der Bedieneinheiten unter Bezugnahme auf die Beschreibung kinematischer Strukturen wie sie in Abschnitt 2.2.2 eingeführt wurde. Dabei orientiert sich die Darstellung an den Erkenntnissen von [1, 41]. Weiterführende Beschreibungen zu den Systemstrukturen aus regelungstechnischer Sicht und die Erweiterung auf das Gesamtsystem von Master und Slave geben [43, 44].

2.3.1 Impedanz-Systeme

Man spricht von Impedanz-Systemen, wenn haptische Bedieneinheiten auf dem Prinzip der Positions- bzw. Geschwindigkeits-Eingabe vom Nutzer sowie Kraft-Ausgabe an den Nutzer beruhen. Dabei stellt der Nutzer durch Bewegung der Kinematik eine Position ein, welche als Steuergröße für einen Slave genutzt werden kann. In Abhängigkeit der vom Nutzer eingestellten Position reagiert die haptische Bedieneinheit mit einer Kraftausgabe.

Im Fall der Impedanzsysteme kommen zur Darstellung des haptischen Feedbacks typischerweise Kraftquellen zum Einsatz. Diese werden häufig als DC- und BLDC-Aktoren sowie Tauchspulaktoren ausgeführt, deren elektromechanische Wandlung auf der Lorentzkraft beruht. Bei der Auswahl der Aktoren wird auf eine möglichst große Rücktreibbarkeit geachtet [1, 41].

Die vom Nutzer intendierte Positions- bzw. Geschwindigkeitsvorgabe \mathbf{p}_h wird über Positionssensoren am kinematischen Mechanismus aufgenommen und liegt als Vektor \mathbf{q} vor. Entsprechend Gl. 2.5 kann aus den Informationen der Positionssensorik die vom Nutzer intendierte Steuervorgabe, verallgemeinert im Vektor \mathbf{p} , abgeleitet werden. Dabei müssen aufgrund der dynamischen Eigenschaften und Unsicherheiten im System \mathbf{p} und \mathbf{p}_h nicht zwingend übereinstimmen.

Im Gegenzug dazu werden die zwischen Slave und Umgebung wirkenden Interaktionskräfte gemessen und an die Bedieneinheit als Vektor \mathbf{F} zurückgegeben. Die nötigen einzustellenden Motormomente bzw. Aktorkraftwerte $\boldsymbol{\tau}$, um die am Slave gemessene Interaktionskraft darzustellen, lassen sich ebenfalls durch das in der Jakobimatrix hinterlegte Getriebeverhalten, entsprechend Gl. (2.10), berechnen. Auch hier gilt, dass aufgrund der dynamischen Eigenschaften der Kinematik, der eingestellte Kraftvektor \mathbf{F} nicht zwingend mit der wahrgenommenen Kraft \mathbf{F}_h

übereinstimmen muss. Das eben beschriebene Systemverhalten zeigt Abbildung 2.7.

In diesem impedanzgesteuerten System müssen also aufgrund des offenen Regelkreises Annahmen über das Verhalten der Kinematik und Aktoren sowie den Nutzer getroffen werden, um ein möglichst exaktes Feedback bezüglich der Messwerte am Slave einstellen zu können. Die Unsicherheiten in jeder einzelnen der beschriebenen Komponenten nehmen demnach Einfluss auf das wahrgenommene haptische Feedback.

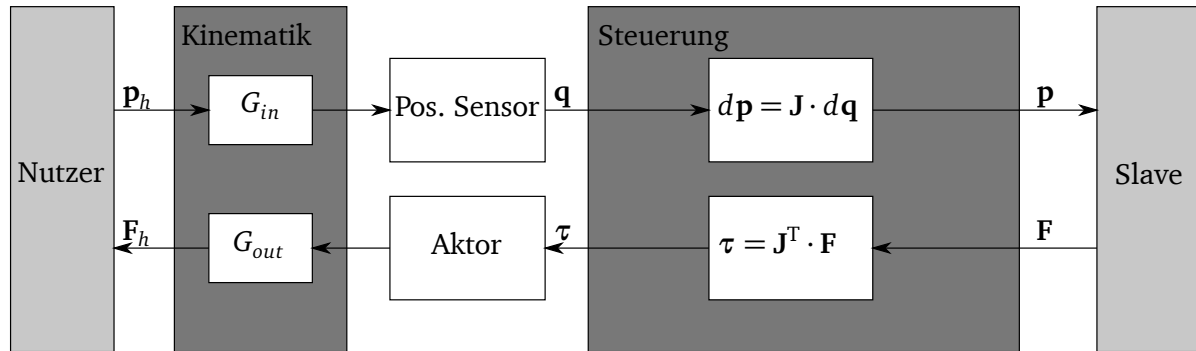


Abb. 2.7: Blockschaltbild eines impedanzgesteuerten Bedienelements, nach [41].

Um eine höhere Güte haptischen Feedbacks zu erreichen, kann das Impedanz-System auch mit geschlossenem Regelkreis ausgeführt werden. Hierzu wird mit einem zusätzlichen Sensor der wirkende Kraftvektor F_h gemessen und zur Schließung des Regelkreises, wie in Abbildung 2.8 dargestellt, rückgeführt. Durch die Messung der wirkenden Kraft zwischen Kinematik und Nutzer sowie die Regelung auf die haptisch darzustellenden Kraftwerte F_h , lassen sich die passiven Eigenschaften von Aktoren und kinematischen Komponenten teilweise kompensieren.

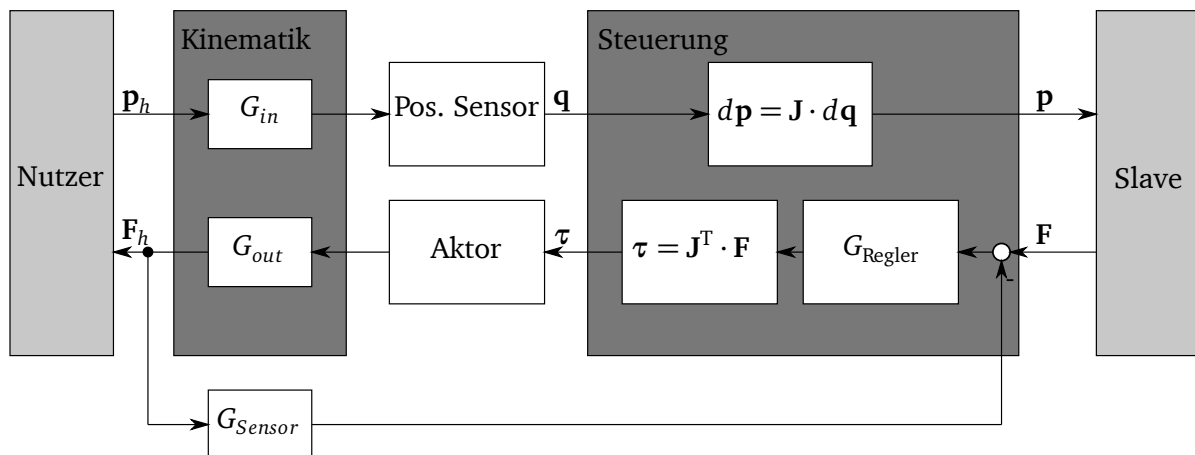


Abb. 2.8: Blockschaltbild eines impedanzgeregelten Bedienelements, nach [41].

2.3.2 Admittanz-Systeme

Admittanz-Systeme beruhen auf dem Prinzip der Positionsvorgabe durch das haptische System bei Krafteingabe des Nutzers. Dabei wird der vom Nutzer wahrgenommene haptische Eindruck durch die vom Display dargestellte Position und Steifigkeit vermittelt. Anwendung findet dieses

Prinzip häufig in taktilen Displays, bei denen die Information über eine Auslenkung vermittelt wird. Ein Beispiel hierfür sind Braille-Displays, deren Pins eine feste Position einnehmen müssen, um von einem Nutzer abgetastet werden zu können. Hierfür kommen maßgeblich Aktoren zum Einsatz, welche als Weg-Quelle fungieren. Dazu zählen beispielsweise piezoelektrische Antriebe oder Antriebe mit großen Getriebeübersetzungen welche die Rücktreibbarkeit reduzieren. So hat ein admittanzgesteuertes System maßgeblich die Funktion einer Positioniereinheit und kann gesteuert Informationen an den Nutzer transferieren, jedoch nicht als Eingabegerät für ein Teleoperationssystem genutzt werden [7].

Um ein Admittanz-System inklusive der Funktion als Eingabegerät zur Steuerung eines Slave-Systems zu nutzen, muss das Admittanzsystem einen geschlossenen Regelkreis aufweisen. Zur Erlangung des gezielten Krafteindrucks wird mithilfe eines Reglers die Kraftdifferenz zwischen der an der Bedieneinheit wirkenden Kräfte F_h und den Interaktionskräften am Slave F ausgeregelt. Die Position, die notwendig ist, um dieser Regelbedingung zur Minimierung der Kraftdifferenz zu genügen, kann über die Inverskinematik nach Gl. 2.7 berechnet werden. Das beschriebene Systemverhalten ist in Abbildung 2.9 visualisiert.

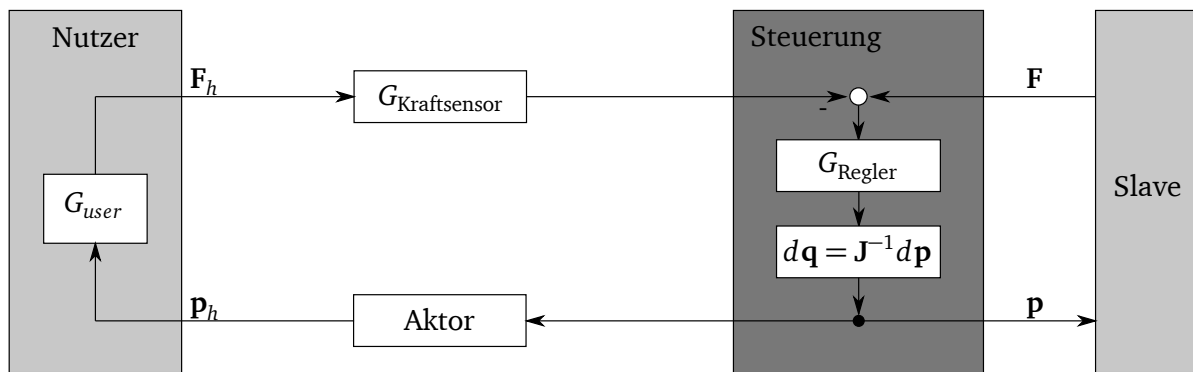


Abb. 2.9: Blockschaltbild eines admittanzgeregten Bedienelements, nach [41].

Aufgrund der vorwiegenden Anwendung nicht-rücktreibbarer Aktoren in Admittanzsystemen weisen diese Systeme meist größere realisierbare Interaktionskräfte und höhere Steifigkeiten auf als Impedanz-Systeme. Daher werden diese Systeme eingesetzt, um haptische Eindrücke steifer Umgebungen sowie harter Anschläge und großer Massen darzustellen [1].

2.4 Aktorik zum Einsatz in haptischen Systemen

Für den Einsatz in haptischen Systemen kommt eine Vielzahl von elektromechanischen Wandlungsprinzipien und Aktorbauformen in Betracht. Diese unterscheiden sich maßgeblich bezüglich ihrer ausführbaren Wege, der maximal zu erreichenden Kräfte sowie bezüglich ihres dynamischen Verhaltens. Eine Übersicht charakteristischer Eigenschaften von Wandlungsprinzipien und deren Bauformen ist in Abbildung 2.10 dargestellt.

Eine umfassende Betrachtung der unterschiedlichen Prinzipien in Bezug auf ihre Eignung in haptischen Systemen sowie die methodische Auswahl unter Anbetracht unterschiedlicher Systemstrukturen sind in [1, 7, 18, 45–47] aufgeführt. Aufgrund der für diese Arbeit großen Relevanz

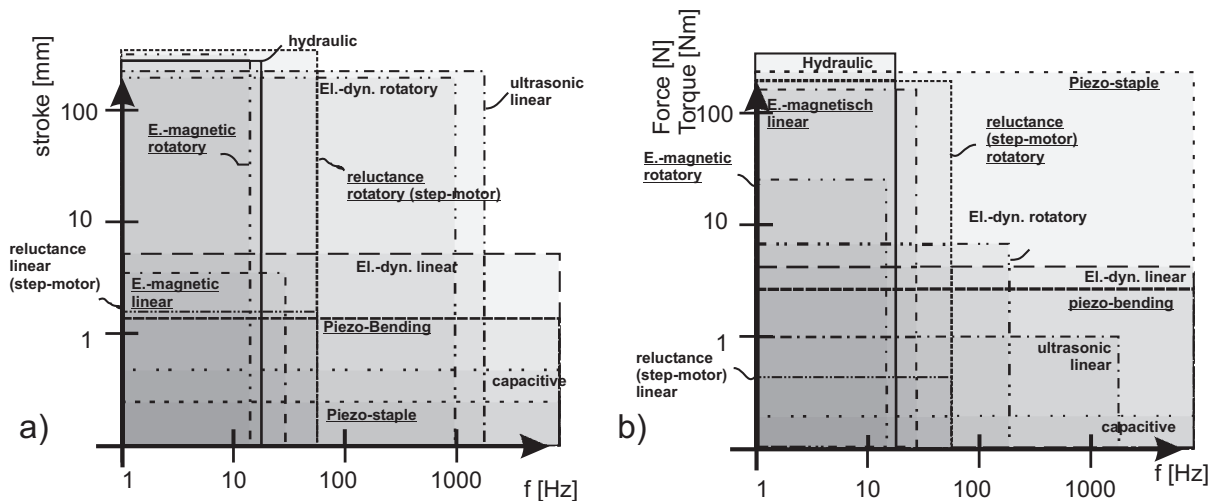


Abb. 2.10: Charakteristische Eigenschaften elektromechanischer Wandlungsprinzipien zur Beurteilung ihrer Eignung zum Einsatz in haptischen Systemen [1, 7].

a) Erreichbare Auslenkungen in Hinsicht auf die Dynamik. b) Mit dem Aktorprinzip erreichbare Kräfte bzw. Momente in Hinsicht auf die erreichbare Dynamik.

liegt der Schwerpunkt dieser Ausführung auf Antrieben, die auf dem elektrodynamischen Wirkprinzip basieren.

Das elektrodynamische Wirkprinzip basiert auf der *Lorentzkraft* \vec{F} , die auf einen mit dem Strom I durchflossenen Leiter der Länge l in einem Magnetfeld B wirkt. Die wirkende Kraft errechnet sich mit

$$\vec{F} = I(\vec{l} \times \vec{B}). \quad (2.11)$$

Aus der Beziehung ergibt sich für permanent erregte Antriebe ein proportionaler Zusammenhang zwischen der Stromstärke im durchflossenen Leiter und der resultierenden Kraft. Die direkte Proportionalität der Ausgangsgröße Kraft und der Führungsgröße Strom stellt einen großen Vorteil des elektrodynamischen Wirkprinzips gegenüber den meisten anderen Wirkprinzipien dar. Vor allem auch zum Einsatz in unregelmäßigen Systemen eignet sich dieses lineare Verhalten. Des Weiteren zeichnet sich das Wandlungsprinzip durch einen guten Kompromiss zwischen erreichbaren Auslenkungen, Kräften und der Dynamik aus (vgl. Abbildung 2.10).

Je nach Bauart wirkt der Wandler translatorisch oder rotatorisch. Grundsätzliche Bauarten elektrodynamischer Wandler sind in Abbildung 2.11 dargestellt. Ansätze zur systemdynamischen Beschreibung der beiden Konzepte bietet [48].

Rotatorisch wirkende Gleichstrommotoren werden als mechanisch- und elektronisch kommutierte Aktoren angeboten. Die beiden unterschiedlichen Bauformen sind in Abbildung 2.12 dargestellt. Diese unterscheiden sich zum einen in den sich bewegenden Komponenten und damit dem Massenträgheitsmoment, zum anderen in der Kontinuität der Kraftwirkung am Abtrieb des Aktors. Bei mechanisch kommutierten Motoren bewegt sich das Spulenpaket um oder innerhalb eines Magnetfelds. Die mechanische Kommutierung mit Schleifkontakten, den sogenannten Bürsten, ermöglicht dabei die Übertragung des Spulenstroms vom Stator auf die sich bewegen-

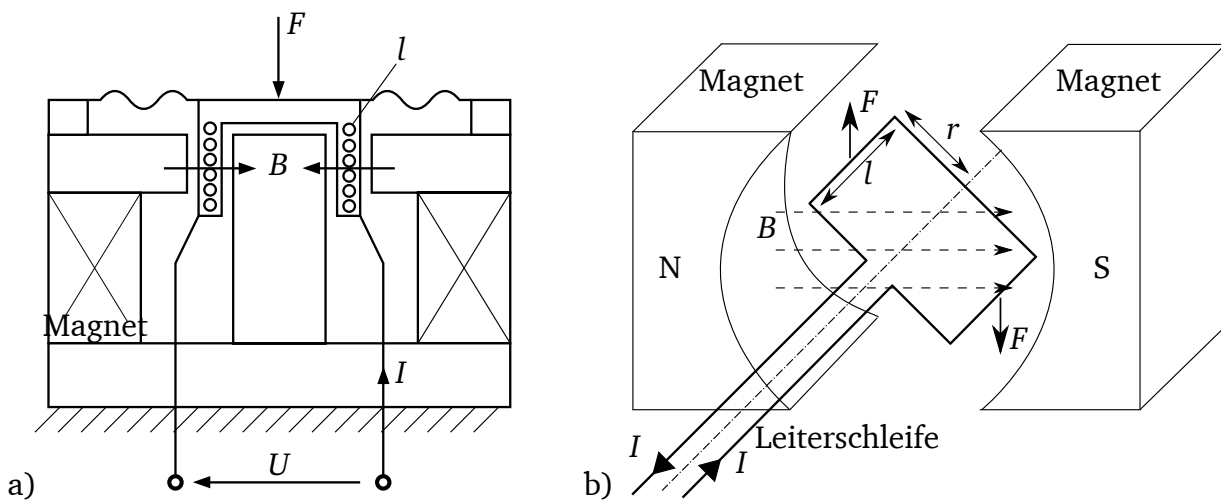


Abb. 2.11: Grundsätzliche Bauformen elektrodynamischer Wandler.

a) Translatorisch wirkende Tauchspulanordnung [48] b) Rotatorisch wirkender Wandler als Gleichstrommotor [46].

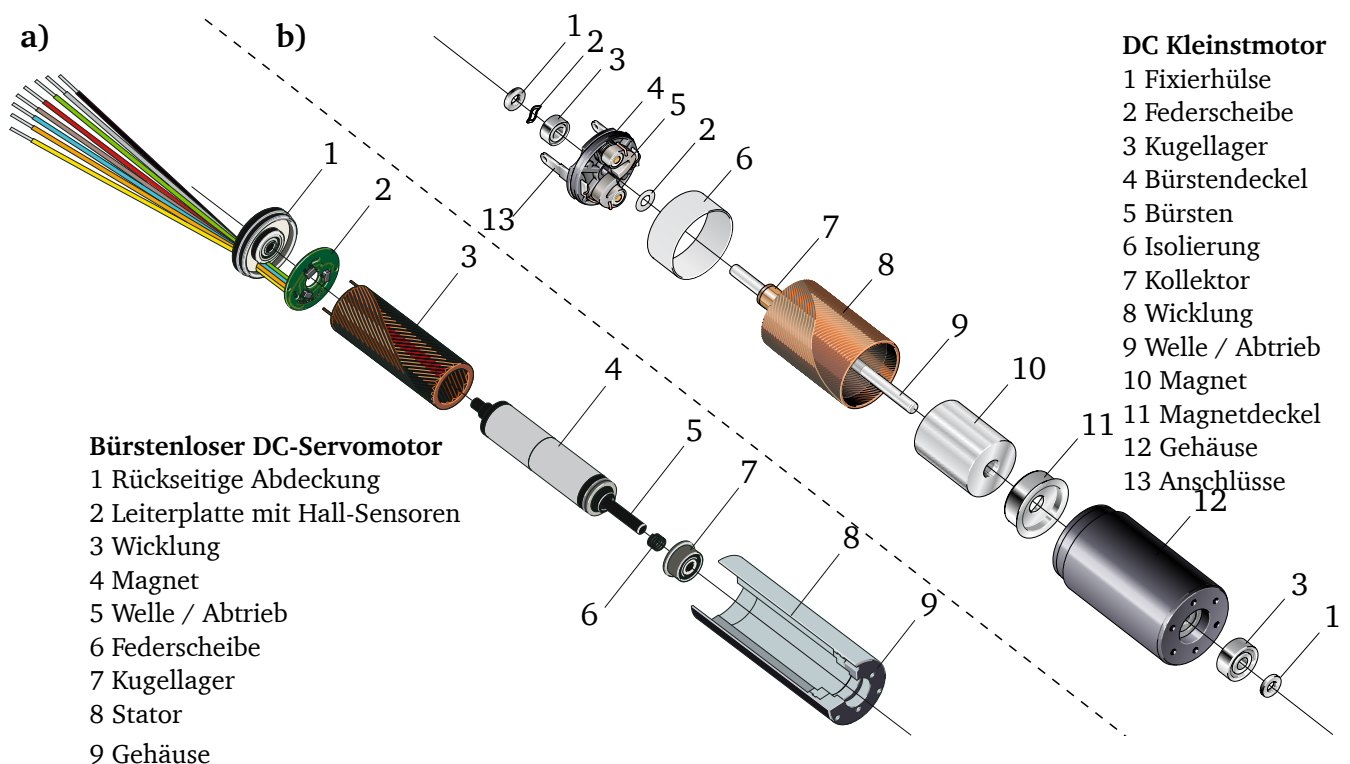


Abb. 2.12: Ausführungen rotatorisch wirkender elektrodynamischer Aktoren mit selbsttragenden Spulenwicklungen [49].

a) Bürstenloser Gleichstrommotor (BL-DC). b) DC-Kleinstmotor.

de Spule. Üblicherweise sind die Spulen aus mehreren unabhängigen Wicklungen aufgebaut. Während einer Umdrehung des Motors finden mehrere Umpolungen des Motors statt, um die Drehrichtung des Aktors beizubehalten. Beim Übergang zwischen zwei Kommutierungspunkten findet je eine Unterbrechung des Stromflusses statt, was als Unterbrechung im Kraftsignal zu spüren sein kann.

Elektronisch kommutierte Motoren sind umgekehrt aufgebaut. Sie weisen feststehende Spulen und einen, im von der Wicklung hervorgerufenen Feld, rotierenden Magneten auf. Die Spulen sind üblicherweise dreiphasig aufgebaut. Durch phasenverschobene Ansteuerung der drei Wicklungen stellt sich im Aktor ein Drehfeld ein, welches eine gezielte Rotation des Läufers ermöglicht. Zur exakten Einstellung des Drehfeldes sind elektronisch kommutierte Motoren mit Hall-Sensoren ausgestattet, welche permanent die Ausrichtung des Rotormagneten messen, um darauf regeln zu können. Durch die gezielte kontinuierliche Ansteuerung ergibt sich ein kontinuierlicher Kraftverlauf unabhängig vom Drehwinkel des Rotors.

Aufgrund der höheren bewegten Masse weisen elektronisch kommutierte Motoren bei gleicher Leistungsdichte oft ein höheres Massenträgheitsmoment auf als mechanisch kommutierte Motoren. Für den Einsatz in haptischen Systemen, bei denen konstante Kräfte bei üblicherweise relativ kleinen Auslenkungen notwendig sind und das haptisch darzustellende Signal nicht durch mechanische und elektrische Störeinflüsse verfälscht werden soll, werden meist elektronisch kommutierte Aktoren eingesetzt [7].

2.5 Entwurfsziele haptischer Teleoperationssysteme

Im Folgenden werden allgemeine Entwurfsziele für die Entwicklung haptischer Teleoperationssysteme abgeleitet. Diese dienen als Grundlage für die Ableitung von Anforderungen und den anschließenden Systementwurf haptischer Komponenten. Eine über die Darstellung in diesem Kapitel hinausgehende Übersicht physikalischer Entwurfsparameter für haptische Systeme bieten [7, 50, 51].

2.5.1 Zweitordarstellung zur Ableitung von Entwurfszielen

Netzwerktheoretisch lässt sich ein haptisches Teleoperationssystem in Abbildung 2.13 durch eine mechanische Zweitordarstellung beschreiben [52]. Dabei bildet das Zweitor die Bedieneinheit und den Endeffektor des Teleoperationssystems sowie deren Kopplung ab. Die Schnittstellen sind die Interaktion mit dem Nutzer auf der einen und der Umgebung auf der anderen Seite.

Diese Darstellungsweise beruht auf der Isomorphie von elektrischen und mechanischen Systemen, woraus sich die Möglichkeit ergibt, mechanische Systeme mithilfe der aus der Elektrotechnik bekannten Netzwerkmethoden zu beschreiben [48].

Der Nutzer und die Umgebung sind jeweils durch ihre passive mechanische Impedanz repräsentiert [48] welche sich aus dem Quotienten

$$\underline{z} = \frac{\underline{F}}{\underline{v}} \quad (2.12)$$

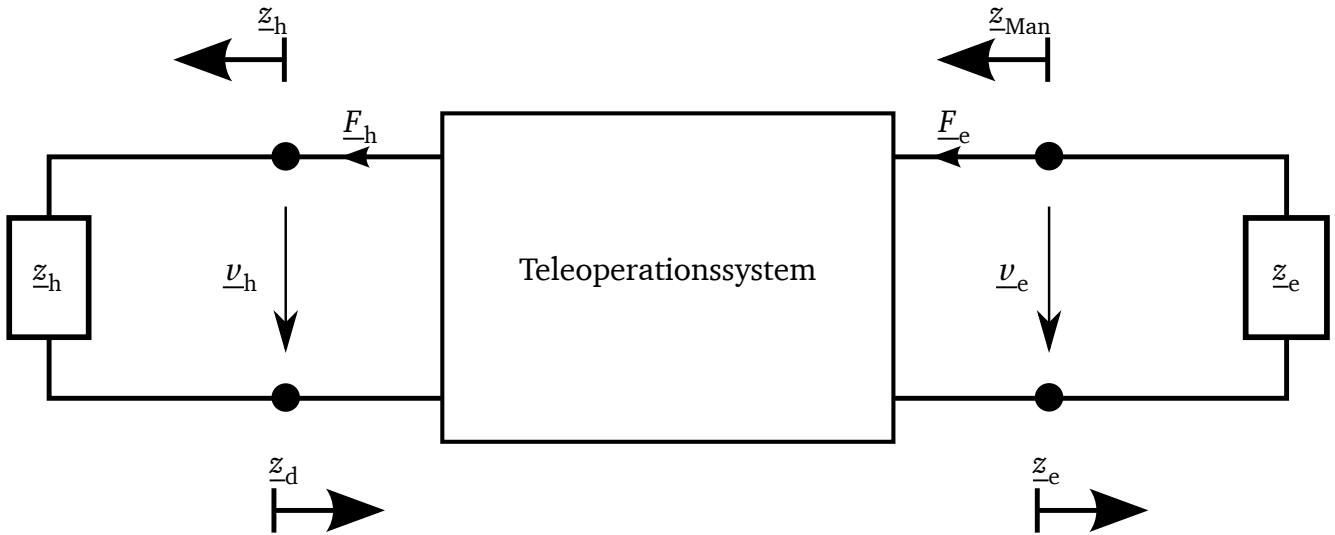


Abb. 2.13: Mechanische Zweitordarstellung eines haptischen Teleoperationssystems

mit Einheit Ns/m ergibt.

Die Beschreibung folgt dabei der sogenannten *zweiten Analogie* in welcher mechanische Kräfte als Flussgröße und Geschwindigkeiten als Differenzgröße betrachtet werden und orientiert sich an der Darstellung in [48]. Die mechanische Impedanz verhält sich demnach wie eine elektrische Admittanz.

Die Impedanz des Nutzers z_h repräsentiert dabei die mechanische Wirkung, gegen die das Teleoperationssystem zur Darstellung eines haptischen Eindruckes arbeitet. Die Impedanz der Umgebung z_e repräsentiert die mechanischen Eigenschaften eines Objektes, welche dem Nutzer durch das Teleoperationssystem haptisch dargestellt werden sollen. Das Teleoperationssystem selbst weist eine haptisch darstellbare mechanische Impedanz z_d auf, die im Schaltbild durch die Eingangsimpedanz des Zweitorts dargestellt ist. Der Manipulator des Teleoperationssystems ist durch seine mechanische Impedanz z_{Man} gekennzeichnet.

Unter Annahme einer Impedanz-Admittanz-Struktur¹ des Teleoperationssystems lässt sich die Verkopplung der Vorgabegrößen eines Teleoperationssystems (F_e , v_h) sowie der jeweiligen Ausgabegrößen (F_h , v_e) als Hybridmatrix darstellen [41, 52]:

$$\begin{bmatrix} F_h \\ v_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -v_h \\ F_e \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

Dabei werden mit einem Kraftsensor die Interaktionskräfte zwischen dem Teleoperationssystem und der Umgebung F_e erfasst, wirken als Eingangsgröße des Teleoperationssystems und werden als haptisches Feedback in Form von F_h an den Nutzer ausgegeben. Äquivalent verhält es sich mit der Positions-, bzw. Geschwindigkeitsvorgabe durch den Nutzer v_h und der vom Teleoperationssystem ausgeführten Bewegung v_e .

¹ Die Bedieneinheit des Teleoperationssystems ist als Impedanzsystem, der Manipulator als Admittanzsystem ausgeführt. Die Struktur entspricht dem unter Abbildung 1.1 eingeführten Schema.

Entsprechend der zuvor dargestellten Wirkungsweise lässt sich Gl. (2.13) folgendermaßen formulieren [52]:

$$\begin{bmatrix} \underline{F}_h \\ \underline{v}_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \underline{z}_d & \text{F-Skalierung} \\ \text{v-Skalierung} & \frac{1}{\underline{z}_{\text{Man}}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -\underline{v}_h \\ \underline{F}_e \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

Die Einträge der Hybridmatrix werden hierbei durch die physikalischen Eigenschaften des Teleoperationssystems \underline{z}_d sowie $\frac{1}{\underline{z}_{\text{Man}}}$ sowie durch Skalierungsfaktoren zur Geschwindigkeits- und Kraftübersetzung definiert.

2.5.2 Haptische Transparenz und sich daraus ergebende Entwurfsziele

Wünschenswertes Ziel haptischer Teleoperationssysteme ist die realitätsgetreue Darstellung haptischer Eigenschaften der mit dem Endeffektor manipulierten Umgebung. Die Eigenschaften der Endeffektorinteraktion lassen sich dabei auf die für die Mechanorezeption relevanten Größen reduzieren und damit durch die jeweilige Position und Geschwindigkeit der Interaktion sowie den dabei wirkenden Kräften beschreiben.

Als Maß für die erreichbare Realitätstreue eines haptischen Teleoperationssystems hat sich die *Haptische Transparenz* etabliert [44, 53–58]. Ein ideal haptisch transparentes System ist in der Lage, die frequenzabhängigen Größen Kraft und Geschwindigkeit der Endeffektorinteraktion unverfälscht als haptisches Feedback für den Nutzer darzustellen. Haptische Transparenz \underline{T} ergibt sich aus der Bedingung

$$\underline{T} = \frac{\underline{z}_d}{\underline{z}_e} \stackrel{!}{=} 1. \quad (2.15)$$

Die Gleichheit der Impedanzen führt dazu, dass die haptisch darstellbaren mechanischen Eigenschaften des haptischen Systems identisch zu den Eigenschaften der Umgebung sind. Da ideal transparentes Verhalten nicht zu erreichen ist, gibt [1] als Gütemaß für die zu erreichende Transparenz eine Abweichung von weniger als ± 3 dB vom Idealwert an.

Aus dem Entwurfsziel in Gl. (2.15) und der Beschreibung des Teleoperationssystems nach Gl. (2.14) lässt sich schlussfolgern, dass für ein haptisch transparentes Teleoperationssystem

$$|\underline{z}_d| \rightarrow 0 \quad (2.16)$$

und

$$|\underline{z}_{\text{Man}}| \rightarrow \infty \quad (2.17)$$

gelten muss [41, 52, 55].

Für den mechanischen Entwurf der Bedieneinheit des Teleoperationssystems bedeutet dies, dass

auf Reibungsfreiheit des Mechanismus sowie minimale bewegte Massen und Massenträgheitsmomente zu achten ist. Hinzu kommt die Forderung nach einem hohen Maß an Rücktreibbarkeit der Aktoren des Nutzerinterfaces. Dies stellt sicher, dass dem Nutzer während der Freiraumbewegung der Bedieneinheit ein Minimum an Widerstand entgegen gebracht wird.

Im Gegenzug dazu ist jedoch auch auf eine maximale Steifigkeit des Mechanismus zu achten, um die von den Aktoren aufgebrauchten Kräfte verlustfrei als haptisches Feedback an den Nutzer übertragen zu können. Die Forderungen nach hohen Steifigkeiten und geringen Massen stehen beim Entwurf in direktem Konflikt miteinander.

2.5.3 Darstellbarer Impedanzbereich

Aus Gl. (2.15) geht hervor, dass die Erfüllung der Transparenzbedingung direkt abhängig von der Umgebungsimpedanz \underline{z}_e ist. Um die Transparenzbedingung für unterschiedliche Umgebungsimpedanzen erfüllen zu können, muss die haptische Bedieneinheit in der Lage sein, ein Impedanzspektrum abzubilden, welches alle zu erwartenden Impedanzen der Umgebung abdeckt.

Den Bereich der von einem Nutzerinterface darstellbaren Impedanzen bezeichnet man als \underline{z} -Width eines Nutzerinterfaces, bzw. eines Teleoperationssystems [50, 59]. Die \underline{z} -Width ergibt sich aus der Differenz der Impedanzen \underline{z}_{\max} und \underline{z}_{\min} . Dabei stellt \underline{z}_{\max} im Allgemeinen den festgebremsten Fall des haptischen Systems dar, während \underline{z}_{\min} durch die Freiraumbewegung der haptischen Bedieneinheit bestimmt wird. Exemplarisch ist die \underline{z} -Width eines Nutzerinterfaces in Abbildung 2.14 dargestellt.

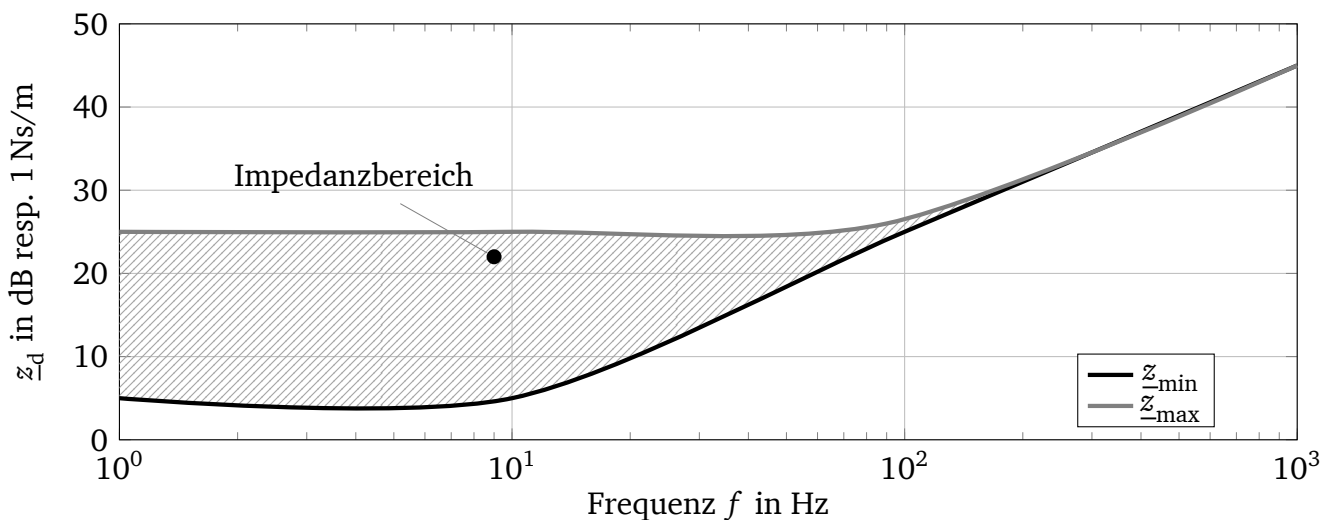


Abb. 2.14: Exemplarische Darstellung der \underline{z} -Width eines haptischen Systems.

Der Bereich zwischen den beiden Impedanzkurven \underline{z}_{\min} und \underline{z}_{\max} beschreibt den vom haptischen Display darstellbaren Impedanzbereich.

Entwurfsziel haptischer Systeme ist die Maximierung der \underline{z} -Width eines haptischen Systems, um möglichst universelle haptische Transparenz für beliebige Umgebungen darstellen zu können. Aufgrund energetischer Begrenzungen realer Systeme ist dies jedoch technisch nicht möglich.

Bei der Entwicklung anwendungsspezifischer Systeme sind daher die Grenzen \underline{z}_{\min} und \underline{z}_{\max} aus den zu erwartenden Eigenschaften der zu manipulierenden Umgebung abzuleiten.

2.5.4 Regelungstechnische Stabilität

Um ein haptisches System zur Verfügung zu stellen, das zu jeder Zeit ein definiertes Verhalten aufweist, ist die regelungstechnische Stabilität des Systems Voraussetzung. Durch die Eigenschaft eines haptischen Systems, wonach der Nutzer direkt Einfluss auf das technische System nimmt, entsteht ein gekoppeltes Gesamtsystem, das die Berücksichtigung von Nutzer und Umgebung bei Stabilitätsbetrachtungen erfordert [41].

Im Umfeld haptischer Systeme ist es üblich, sowohl die Umgebung als auch den Nutzer als passiv anzunehmen, da die vom Nutzer eingebrachten Frequenzanteile im Vergleich zu denen des technischen Systems gering sind [1]. Ist das haptische System unabhängig von den Eigenschaften des Nutzers und der Umgebung stabil, spricht man von absoluter Stabilität [60].

Kriterien, deren Erfüllung für die Erlangung absoluter Stabilität erforderlich sind, werden in [61] für die Hybridmatrix aus Gleichung 2.13 angegeben.

Absolute Stabilität besteht, wenn

- \underline{h}_{11} und \underline{h}_{22} keine Pole in der rechten Halbebene aufweisen,
- die Pole von \underline{h}_{11} und \underline{h}_{22} alle einfach sind und deren Residuen real und positiv sind,

sowie die Bedingungen

$$\operatorname{Re}(\underline{h}_{11}) \geq 0, \quad (2.18)$$

$$\operatorname{Re}(\underline{h}_{22}) \geq 0, \quad (2.19)$$


$$2 \cdot \operatorname{Re}(\underline{h}_{11}) \cdot \operatorname{Re}(\underline{h}_{22}) - \operatorname{Re}(\underline{h}_{12}\underline{h}_{21}) - |\underline{h}_{12}\underline{h}_{21}| \geq 0 \quad (2.20)$$

für alle Frequenzen im übertragenen Signal erfüllt sind [41, 61].

2.6 Fazit

Aufgrund der direkten Interaktion des Menschen mit dem technischen System erfordert die Entwicklung haptischer Systeme, neben der Berücksichtigung technischer Parameter, die Beachtung der Physiologie des Menschen. Dabei lassen sich aus der Physiologie Anforderungsgrenzen mit Schranken nach oben und unten ableiten. Die Anpassung des Systems an diese Grenzen, um den gesamten Bereich haptischer Wahrnehmung zu adressieren ohne die Interaktionsfähigkeit zu übersteigen, stellt daher ein Ziel bei der Entwicklung haptischer Systeme dar.

Auf die Güte des darstellbaren haptischen Feedbacks und die Ergonomie der Interaktion haben alle eingesetzten technischen Komponenten und deren systemtechnische Integration einen Einfluss. Daher ist es notwendig, haptische Systeme ganzheitlich zu betrachten und die Entwicklung von Einzelkomponenten stark aufeinander abzustimmen.



Eine allgemeingültige Empfehlung zum Einsatz technischer Komponenten und Strukturen in haptischen Systemen gibt es nicht. Die Entwicklung haptischer Systeme muss daher stets angepasst an das jeweilige Anwendungsszenario erfolgen.

Die Vielfalt haptischer Systeme zum Einsatz in medizinischen Geräten wird im Folgenden im Rahmen einer Recherche zum Stand der Technik abgeleitet.

3 Stand der Technik chirurgischer Teleoperationssysteme und haptischer Bedieneinheiten

Der Stand der Technik und Forschung weist eine Vielzahl chirurgischer Teleoperationssysteme auf. Ein breiter Überblick über den Fortschritt der Entwicklung chirurgischer Roboter und Teleoperationssysteme sind in [2, 62, 63] gegeben. Nur wenige der entwickelten und erforschten Systeme haben die Marktreife erlangt oder sich im klinischen Einsatz etablieren können. Zum Zeitpunkt dieser Arbeit ist das System *DaVinci (Intuitive Surgical, Inc., Sunnyvale, CA, USA)* das am weitesten verbreitete und am häufigsten eingesetzte robotische System im klinischen Einsatz. Das System ist für den Einsatz in der Laparoskopie vorgesehen. Es bietet dem Nutzer allerdings kein haptisches Feedback bezüglich der Interaktion mit der Umgebung [64].

Ziel dieses Kapitels ist die Darstellung einer Auswahl derzeit kommerziell verfügbarer und im Rahmen von Forschungsarbeiten vorgestellter Systeme zur Darbietung haptischen Feedbacks. Weiterer Schwerpunkt ist die Analyse des Stands der Technik zur Bediensituation bei der Steuerung von Single-Port-Chirurgierobotern. Die im Stand der Technik und Forschung verfügbaren Systeme werden hinsichtlich der in den Abschnitten 2.2.1 und 2.3 eingeführten Unterscheidungsmerkmale klassifiziert und deren charakteristische Merkmale abgeleitet, um Erkenntnisse für die eigene Entwicklung zu erhalten. Über diese Arbeit hinausgehende Ausführungen und Analysen haptischer Systeme bieten [1, 7, 41, 65, 66].

3.1 Beispiele haptischer Bedieneinheiten für unspezifische Anwendungen

Haptische Systeme werden für unterschiedlichste Anwendungen in den Bereichen virtueller Realität zur Darstellung von Interaktion sowie in Trainingssystemen für aufwändige händische Tätigkeiten eingesetzt. Ebenso sind haptische Systeme häufig in Assistenzsystemen und Teleoperationssystemen für beispielsweise medizinische Applikationen oder zur Mikromontage zu finden.

Kommerzielle haptische Bedieneinheiten bzw. Interfaces werden meist für den universellen Einsatz entwickelt und unabhängig von definierten Anwendungsszenarien angeboten. Dabei werden Arbeitsräume und zur Verfügung stehende Freiheitsgrade definiert und die meist virtuelle zu manipulierende Umgebung an die Gegebenheiten der Bedieneinheit angepasst, bzw. zur Verfügung stehende Arbeitsräume softwaretechnisch adaptiert.

Auf dem Markt und in der Forschung sind sowohl Impedanz- als auch Admittanz-Systeme zu finden.

3.1.1 Impedanzsysteme

In Hinsicht auf die Vielfalt verfügbarer Bedieneinheiten wird der Stand der Technik und Forschung durch Systeme auf Basis der Impedanz-Struktur dominiert. Hierzu werden im Folgenden Beispiele kommerziell erhältlicher sowie im Rahmen von Forschungsarbeiten vorgestellter Systeme untersucht.

Kommerziell erhältliche Systeme

Beispiele kommerziell erhältlicher Impedanz-Systeme sind in Abbildung 3.1 dargestellt. Abhängig vom Preis werden die Systeme sowohl impedanzgesteuert, als auch impedanzgeregelt angeboten. Der Stand der Technik weist Produkte auf, deren Struktur auf seriell- und parallelkinematischen Mechanismen basieren.



Abb. 3.1: Beispiele kommerziell erhältlicher haptischer Systeme für den universellen Einsatz.

a) *omega.3* von *Force Dimensions*: Basierend auf einer parallelkinematischen Struktur mit drei aktiven Freiheitsgraden [67]. b) *Phantom Omni* von *Sensable*: Basierend auf einer hybridkinematischen Struktur mit drei aktiven Freiheitsgraden [68]. c) *Virtuose 6D Desktop* von *Haption*: Basierend auf einer hybridkinematischen Struktur mit sechs aktiven Freiheitsgraden [69].

Der in haptischen Systemen am weitesten verbreitete parallelkinematische Mechanismus ist die Deltakinematik (Vgl. Abschnitt 6.3.2). Der Mechanismus bietet die Funktion als haptisches Ein- und Ausgabegerät mit drei kartesischen Freiheitsgraden. Exemplarisch für diese Klasse an Systemen ist in Abbildung 3.1, a) das Produkt *omega.3* (*Force Dimensions*, Nyon, Schweiz) abgebildet. Dieses System bietet in seiner Grundkonfiguration drei kartesische Freiheitsgrade. Übliche Arbeitsräume liegen für translatorische Bewegungen zwischen (lbh) $160 \cdot 160 \cdot 110 \text{ mm}^3$ (*omega.3*, *Force Dimensions*) und $400 \cdot 400 \cdot 260 \text{ mm}^3$ (*delta.3*, *Force Dimensions*). Die von *Force Dimensions* angebotenen Systeme erlauben die Ausgabe von Maximalkräften zwischen 12 N und 20 N in allen Raumrichtungen und ermöglichen die Darstellung von Steifigkeiten von bis zu 14,5 N/mm. Während die deltakinematischen Systeme von *Force Dimensions* auf hohe Auflösung und Zuverlässigkeit ausgelegt sind und in professionellen Anwendungen der Medizintechnik (Vgl.: Abb. 3.4, a) oder Abb. 3.10) und Industrie eingesetzt werden, bietet die Firma *Novint Technologies Inc.* (New York, USA) mit dem Produkt *Falcon* eine kostengünstige Variante für Anwendung in der virtuellen Realität und für Computerspiele an.

Zur Erhöhung der Anzahl Freiheitsgrade der Systeme wird die deltakinematische Grundstruktur

um weitere seriell angeordnete Freiheitsgrade ergänzt, sodass sich hybridkinematische Strukturen ergeben. So werden haptische Displays mit bis zu sieben Freiheitsgraden (z.B. Omega.7 und Sigma.7, *Force Dimensions*; Abb. 3.10) bereitgestellt.

Alternative Strukturen haptischer Systeme sind in Abbildung 3.1, b) und c) dargestellt. Die Firmen *SensAble Technologies Inc.* (Wilmington, USA) und *Haption S.A.* (Soulgé-sur-Ouette, Frankreich) setzen bei der Entwicklung ihrer haptischer Systeme auf Mechanismen, deren Strukturen an die eines Arms erinnern. Diese Mechanismen werden entweder seriellkinematisch mit Aktoren in jedem Gelenk oder hybridkinematisch aufgebaut. Ausgehend vom Consumerprodukt *Phantom Omni* mit drei aktiven Freiheitsgraden, vgl. Abbildung 3.1, b), bietet die Firma *SensAble Technologies Inc.* hochqualitative Systeme mit Arbeitsräumen von bis zu (lbh) $838 \cdot 584 \cdot 406 \text{ mm}^3$ und Kräften von bis zu 22 N Spitzenkraft und 6 N Dauerkraft an. Die Steifigkeit der Mechanismen wird je nach Größe des Arbeitsraums mit 1,8 N/mm und 8 N/mm angegeben. Aufbau und technische Daten bezüglich der Größe des Arbeitsraumes, übertragbarer Kräfte und Steifigkeit der Mechanismen stimmen für die Produkte von *Senseable Technologies Inc.* und *Haption S.A.* angebotenen Systeme (vgl.: Abb. 3.1) weitestgehend überein.

Im Vergleich weisen die auf parallelkinematischer Basis wirkenden Geräte bezogen auf ihren Bauraum einen wesentlich kleineren Arbeitsraum auf als die seriell oder hybridkinematisch aufgebauten Systeme. Im Gegensatz dazu stehen die erreichbaren Kräfte sowie die Steifigkeit der Mechanismen. Hier weisen die auf deltakinematischer Basis wirkenden Systeme auf Grund ihrer eher kompakten Bauweise Vorteile gegenüber den seriell und hybriden Mechanismen auf.

Systeme in der Forschung

Eine Auswahl in der Forschung befindlicher haptischer Systeme ist in Abbildung 3.2 dargestellt. In Abbildung 3.2, a) ist ein vollständig parallelkinematisch ausgeführtes haptisches Nutzerinterface dargestellt [70]. Dabei werden alle auf den TCP wirkenden Kräfte von gestellfest montierten Aktoren erzeugt. Dieser Ansatz ermöglicht eine sehr massereduzierte Ausführung des Mechanismus, was wiederum eine hohe Dynamik verspricht. Als Nachteil ist an dem gewählten Ansatz der beschränkte Winkelbereich für die Rotationen des TCP zu erwähnen. Dieser ist abhängig von der Drehrichtung auf 45° bzw. 60° beschränkt [70]. Der zur Verfügung stehende Arbeitsraum ist, bezogen auf den notwendigen Bauraum, mit einer Größe von $300 \cdot 300 \cdot 150 \text{ mm}^3$ vergleichbar mit den auf deltakinematischer Basis wirkenden haptischen Systemen.

Zur Steuerung eines Teleoperationssystems für die laparoskopische Chirurgie dient der in Abbildung 3.2, b) dargestellte Aufbau [71]. Dieser basiert, äquivalent zu den von *Force Dimensions* kommerziell angebotenen haptischen Bedieneinheiten, auf einem hybridkinematischen Mechanismus mit Deltakinematik in der Basis. Angetrieben werden die sechs verfügbaren Freiheitsgrade durch DC-Motoren mit nachgeschaltetem *Harmonic Drive* Getriebe bei einem Übersetzungsverhältnis von 1:50 [71]. Die durch das große Übersetzungsverhältnis stark gehemmte Rücktreibbarkeit des Mechanismus erfordert eine Impedanzregelung des Aufbaus. Hierfür werden die vom System als haptisches Feedback ausgegebenen Kräfte mithilfe eines Kraftsensor im TCP des Systems gemessen und auf das Kraftsignal geregelt. In allen anderen bisher betrachteten Systemen werden zur Übersetzung der Motormomente Seilzuggetriebe eingesetzt, die eine ho-

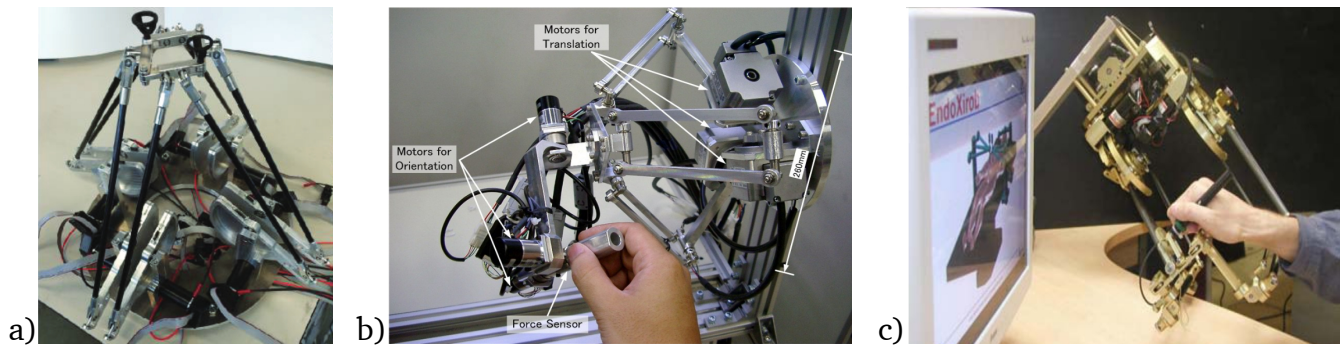


Abb. 3.2: Beispiele haptischer Systeme aus dem Stand der Forschung.

a) 7 DoF voll parallel ausgeführte haptische Benutzerschnittstelle [70]. b) Hybridkinematisches Nutzerinterfaces mit einem deltakinematischen Mechanismus in der Basis [71]. c) Parallelkinematisches Nutzerinterface zur Steuerung eines virtuellen Roboters [72].

he Rücktreibbarkeit gewährleisten, um nicht gezwungenermaßen auf das Ausgangskraftsignal regeln zu müssen.

In Abbildung 3.2, c) wird ein haptisches Eingabegerät mit 6 DOF für einen Chirurgieroboter visualisiert [72]. Das System basiert auf einem parallelkinematischen Mechanismus welcher durch DC-Motoren mit nachgeschalteten Seilzuggetrieben angetrieben wird. Das System wird impedanzgesteuert betrieben. Die Autoren geben für den Arbeitsraum in kartesischen Koordinaten einen Würfel mit Kantenlänge 200 mm an. Rotationen des als Stift ausgeführten Interaktionselements können mit bis zu 160° ausgeführt werden. Haptisches Feedback kann kontinuierlich mit einem Wert von mindestens 5 N, bzw. 0,33 Nm ausgegeben werden [72]. Die Steifigkeit des Mechanismus wird mit 5 N/mm angegeben und ist damit im Vergleich zu den auf deltakinematischen Mechanismen basierenden Interfaces gering. Die Bandbreite des darzustellenden haptischen Feedbacks ist mit 13,5 Hz begrenzt [72].

3.1.2 Admittanzsysteme

Auf Grund ihres inneren Aufbaus und der Art der Regelung weisen Admittanz-Systeme in der Regel eine größere Steifigkeit auf als Impedanz-Systeme. Da kein Wert auf Rücktreibbarkeit des Mechanismus und damit einhergehenden Leichtbau gelegt werden muss, können mechanische Komponenten und die Aktorik vergleichsweise massiv ausgelegt werden.

Kommerziell erhältlich ist das System *Haptic Master* (Moog Inc., FCS, Elma, USA), dargestellt in Abbildung 3.3, a). Der Arbeitsraum des seriellkinematischen Mechanismus mit 3 DoF wird durch einen Zylinderausschnitt mit einem Volumen von ca. 80 cm^3 beschrieben. Der Mechanismus besitzt abhängig vom Freiheitsgrad eine Steifigkeit zwischen 10 N/mm und 50 N/mm bei einer maximalen Ausgabekraft zwischen 100 und 250 N. Die Dynamik des auszugebenden Feedbacks wurde bis zu einer Frequenz von 25 Hz analysiert. Bis 10 Hz zeigt die gemessene Übertragungsfunktion nahezu keine Verluste [73].

Eine weitere haptische Schnittstelle für die Teleoperation ist in Abbildung 3.3, b) dargestellt. Sie ist ebenfalls seriellkinematisch ausgeführt. Die Bedieneinheit bietet sechs Freiheitsgrade. Der zur Verfügung stehende Arbeitsraum beschreibt einen Zylinderausschnitt mit einer Höhe von 60 cm

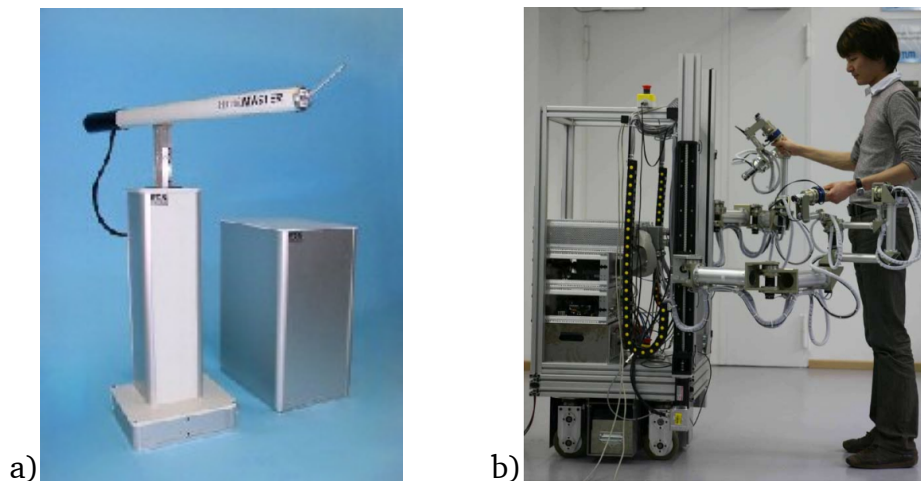


Abb. 3.3: Beispiele haptischer Systeme basierend auf der admittanzgeregelten Systemstruktur.
a) „Haptic Master“ (Moog Inc., Elma, USA) [73]. b) Admittanzsystem zur Steuerung einer Manipulationsaufgabe [74].

und einem Durchmesser zwischen 10 und 60 cm. Die Winkel des Nutzerinterfaces sind auf $\pm 60^\circ$ bzw. $\pm 360^\circ$ beschränkt. Abhängig von der Raumrichtung sind Kräfte zwischen 155 N und 533 N darstellbar. Für den Mechanismus werden Steifigkeiten von bis zu 100 N/mm ausgewiesen. Die Dynamik des Mechanismus ist nicht veröffentlicht. Bei einer bewegten Masse von etwa 13 kg ist diese jedoch eher als gering zu erwarten [74]. Ein zum beschriebenen Mechanismus sehr ähnlicher Ansatz wird in [75] verfolgt und ist daher hier nicht weiter aufgeführt.

3.2 Medizinische Applikation haptischer Systeme und Teleoperation

Der Stand der Forschung und Technik bietet eine Vielzahl an Teleoperationen für medizinische Anwendungen. Schwerpunkt der Betrachtung liegt zunächst auf Systemen für die Single-Port-Chirurgie. Vervollständigt wird die Darstellung des Stands der Technik durch einzelne Projekte aus dem Bereich der Laparoskopie.

Folgende Darstellung bezieht sich auf die Bediensituation der Systeme und deren Bedieneinheiten.

3.2.1 Single-Port-Robotik

Eine Auswahl von Systemen zur robotischen Unterstützung in der Single-Port-Chirurgie ist in Tabelle 3.1 zusammengefasst. Neben der Projektbezeichnung beinhalten die Tabelleneinträge Informationen zum grundsätzlichen Aufbau des gesteuerten Manipulators sowie zur Art und dem Aufbau der Bedieneinheit. Weitere Ausführungen beziehen sich auf die Bediensituation und den Aufbau der verwendeten Bedieneinheit. Die ausführliche Diskussion der in den Manipulatoren eingesetzten kinematischen Mechanismen bietet [5].

Die Analyse der Systeme zeigt, dass bei der Mehrheit der dargestellten Systeme kommerziell erhältliche Bedieneinheiten verwendet werden. Diese werden je nach Eigenschaft des Manipulators unverändert eingesetzt oder an die speziellen Gegebenheiten angepasst.

Tab. 3.1: Teleoperationssysteme und Roboter für die Single-Port-Chirurgie, basierend auf [76].

Projektname	Struktur des Manipulators	Bedieneinheit	Quelle
Forschungsprojekte			
AKIM	Diskret aufgebaute kin. Ketten, starrer Schaft	2 Stück, Phantom Omni (SensAble)	[77, 78]
Endomaster	Diskret aufgebaute kin. Ketten, flexibler Schaft	Eigenentwicklung, seriell-kinematischer Mechanismus	[79–82]
Endosamurai	Diskret aufgebaute kin. Ketten, flexibler Schaft	Eigenentwicklung, angelehnt an laparoskopische Instrumente	[83]
FLEX Robotic System	Kontinuumsroboter, flexibler Schaft	1 Stück, omega.3 (Force Dimensions)	[84]
HVSPS	Kontinuumsroboter, starrer Schaft	2 Stück, SpaceNavigator (3Dconnexion)	[85, 86]
IREP	Kontinuumsroboter, starrer Schaft	2 Stück, Phantom Omni (SensAble)	[87–91]
ISR	Diskret aufgebaute kin. Ketten, flexibler Schaft	4 Stück, Phantom Omni (SensAble)	[92–98]
PLAS	Diskret aufgebaute kin. Ketten, starrer Schaft	Nicht bekannt	[99, 100]
SPRINT	Diskret aufgebaute kin. Ketten, starrer Schaft	2 Stück, Phantom Omni (SensAble)	[101–103]
SAIT	Diskret aufgebaute kin. Ketten, flexibler Schaft	Nicht bekannt	[104, 105]
STRAS	Kontinuumsroboter, flexibler Schaft	2 Stück, omega.7 (Force Dimensions)	[106, 107]
SURS	Kontinuumsroboter, starrer Schaft	2 Stück, Phantom Omni (SensAble)	[108–110]
ViaCath	Diskret aufgebaute kin. Ketten, flexibler Schaft	Laprotek (EndoVia Medical)	[111]
4-BAR	Diskret aufgebaute kin. Ketten, starrer Schaft	keine Angabe	[112, 113]
Kommerzielle Systeme			
SPORT	Kontinuumsroboter, starrer Schaft	Eigenentwicklung, Delta-kinematische Strukturen	[114]
Da Vinci SP	Kontinuumsroboter, starrer Schaft	Nicht bekannt	[115]
Surgibot	Kontinuumsroboter, starrer Schaft	Eigenentwicklung, angelehnt an laparoskopische Instrumente	[116]

Unveränderte kommerziell erhältliche Bedieneinheiten werden zum Beispiel in den Projekten STRAS (Single access and Transluminal Robotic Assistant for Surgeons) an der Universität Straßburg, SURS (SJTU Unfoldable Robotic System) von der SJTU Shanghai in Kooperation mit *Samsung*, HVSPS (Highly Versatile Single-Port-System) der Universität München und im Projekt IREP (Insertable Robotic Effector Platform) an der Columbia University in Kooperation mit *Titan Medical Inc.* eingesetzt. Die Bediensituation der vier Projekte ist in den Abbildungen 3.4 visualisiert.

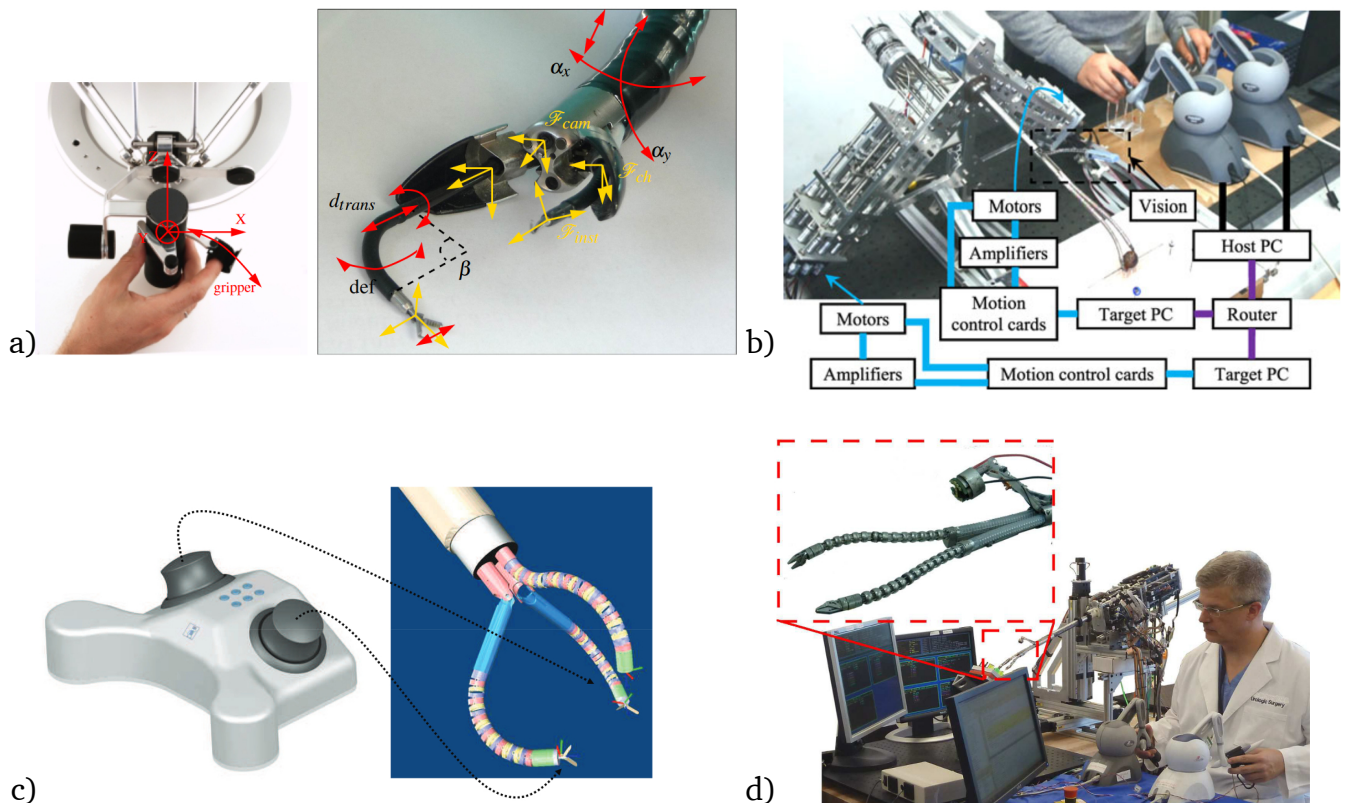


Abb. 3.4: Kommerzielle Eingabegeräte zur Steuerung von Single-Port-Chirurgierobotern.

a) STRAS: *omega.7* von Force Dimensions als Bedieneinheit für den Single-Port-Roboter [106]
 b) SURS: Zwei Stück Phantom Omni zur Steuerung der Manipulatoren [109] c) HVSPS: Space Navigator zur Steuerung eines Single-Port-Roboters [86] d) IREP: Phantom Omni als Eingabegerät [88].

Im Projekt STRAS kommt zur Steuerung der Manipulatorarme das von *Force Dimensions* hergestellte haptische Display *omega.7* zum Einsatz (Abb. 3.4, a)). Diese ermöglicht die Steuerung von sechs Freiheitsgraden sowie eines Greifers. Die haptische Bedieneinheit wird dabei nur zur Steuerung des Endeffektors eingesetzt. Haptisches Feedback wird nicht dargeboten [106]. Zur Steuerung der Endeffektoren in den Projekten SURS (Abb. 3.4, b)) und IREP (Abb. 3.4, d)) werden jeweils zwei Phantom Omni eingesetzt. Haptisches Feedback ist ebenfalls in keinem der beiden Projekte vorgesehen [88, 109]. Analog dazu kommen in den Projekten AKIM (Aktive chirurgische Instrumente für minimal-invasive Eingriffe) an der TU Berlin sowie im Projekt SPRINT (Single-Port laparoscopy bimanual robot) der Hochschule Pisa ebenfalls *Phantom Omnis* als Eingabegeräte zum Einsatz [77, 101].

Während in den drei zuvor beschriebenen Projekten Bedieneinheiten zum Einsatz kommen, welche vom Nutzer vorgegebene Positionseingaben an der Bedieneinheit zur Steuerung des Manipulators nutzen, wird im Projekt HVSPS ein anderer Ansatz verfolgt. Hier wird eine *Spacemacs* verwendet (Abb. 3.4, c)). Damit werden die vom Nutzer an der Bedieneinheit aufgebrauchten Kräfte in Bewegungsrichtungen und Bewegungsgeschwindigkeiten des Manipulators gewandelt. Die Darbietung haptischen Feedbacks ist mithilfe dieses passiven Systems nicht möglich [86]. Um eine bessere Anpassung der Bedieneinheit an den zu steuernden Manipulator zu erreichen und um die Anzahl zur Verfügung stehender Freiheitsgrade zu erhöhen, werden im Projekt ISR (Insertable Surgical Robot) an der Waseda Universität Japan kommerzielle Bedieneinheiten modifiziert. Je zwei *Phantom Omni* werden mithilfe eines selbst entwickelten Handstückes gekoppelt. Die gekoppelte Bedieneinheit ist in Abbildung 3.5 dargestellt. Durch die Kopplung

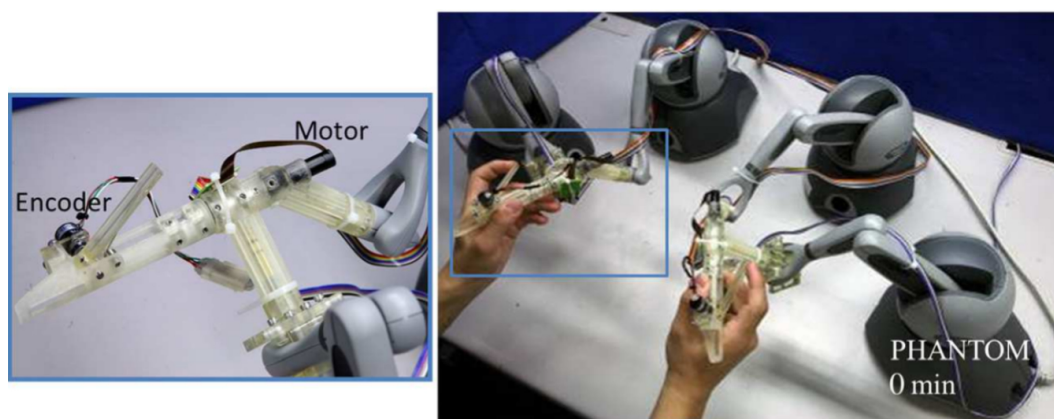


Abb. 3.5: Anpassung kommerziell erhältlicher Systeme zur Erweiterung der zur Verfügung stehenden Freiheitsgrade.

Bedieneinheit für den Single-Port-Roboter des Projektes ISR [92]. Hybridkinematische Anordnung von zwei Phantom Omni Devices und Erweiterung um die Freiheitsgrade Rotation und Greifen des Nutzerinterfaces um in Summe 7 DOF zur Verfügung stellen zu können.

der beiden *Phantom Omni* ergeben sich insgesamt sechs aktive Freiheitsgrade, welche zur Darstellung haptischen Feedbacks genutzt werden können. Hinzu kommt ein aktiver Freiheitsgrad zur Steuerung eines Greifers am Endeffektor, welcher in das Handstück integriert wurde. Das mit der Bedieneinheit darstellbare haptische Feedback wird nur zur Darstellung der Arbeitsraumbegrenzung und zur Fixierung der Bedienelemente im Raum verwendet. Ein haptisches Feedback bezüglich intrakorporal wirkender Kräfte wird nicht ausgegeben [92].

An das jeweilige Anwendungsszenario und den Chirurgieroboter angepasste Bedieneinheiten sind in Abbildung 3.6 dargestellt. In den Projekten *Endosamurai* der Universität British Columbia in Kanada (Abb. 3.6, a)) sowie *SurgiBot*, der Firma *TransEnterix* in Morrisville, USA (Abb. 3.6, b)) kommen Bedieneinheiten zum Einsatz, deren Handhabung sich an der laparoskopischen Chirurgie orientiert [83, 116]. Hierbei hält der Chirurg zwei Instrumente in den Händen, welcher er über in der Laparoskopie übliche Scherengriffe bedient.

Bei beiden Systemen handelt es sich um Teleoperationssysteme, wobei im Projekt *Surgibot* die Bedieneinheit und das Single-Port-System auf einer Plattform gemeinsam angeordnet sind. Ei-

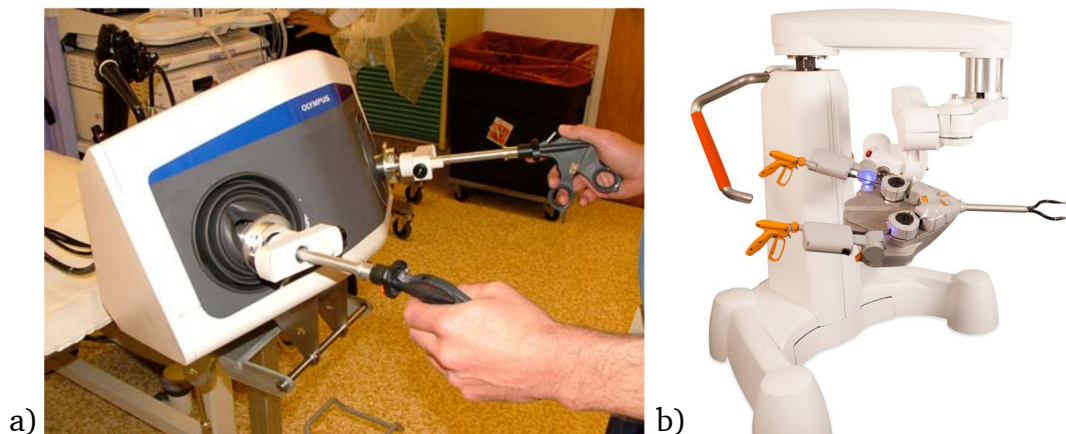


Abb. 3.6: Für die jeweiligen Single-Port-Roboter spezifisch entwickelte Eingabegeräte.
 a) Bedieneinheit des Projekts Endosamurai erinnert an herkömmliche laparoskopische Instrumente [83] b) Surgibot: Teleoperationssystem für die Single-Port-Chirurgie [116].

ne direkte mechanische Kopplung von Benutzereingabe und der Bewegung des Manipulators besteht jedoch nicht [116].

3.2.2 Laparoskopie

Über die Systeme der Single-Port-Chirurgie hinaus sollen die im Folgenden beschriebenen Projekte zum Einsatz in der Laparoskopie einen weiteren Überblick über den Stand der Chirurgie-robotik sowie zu direkten Vorarbeiten dieser Arbeit geben.

Vorarbeit am Institut EMK – Das Projekt INKOMAN

Als direkte Vorarbeit zum Projekt FLEXMIN kann das am Institut für Elektromechanische Konstruktionen der Technischen Universität Darmstadt durchgeführte Projekt INKOMAN (Intrakorporaler Manipulator) angesehen werden [41, 117, 118]. Innerhalb dieses Projektes wurde das Ziel verfolgt, ein handgehaltenes laparoskopisches Instrument mit robotischer Unterstützung zu entwickeln. Das entwickelte System ist in Abbildung 3.7 zu sehen.

Es besteht aus einem Schaft, an dessen Spitze sich ein robotisch betätigbarer Instrumententräger befindet. Diese Instrumentenspitze ist parallelkinematisch ausgeführt und auf maximale Steifigkeit optimiert [117]. Am hinteren Ende des Schaftes befindet sich eine Antriebseinheit zur Aktuierung von Schubstreben im Schaft, welche zur Instrumentenspitze führen. Das laparoskopische Instrument ist in Abbildung 3.7, a) abgebildet.

Die Instrumentenspitze ist als Kraftsensor ausgeführt, um die Interaktionskräfte zwischen dem laparoskopischen Instrument und der Umgebung zu messen [118]. Der Kraftsensor wird in Kapitel 8 eingeführt und ist in Abbildung 8.4, b) dargestellt.

Die gemessenen Kraftsignale sollen als haptisches Feedback an der Bedieneinheit wiedergegeben werden. Zur Ausgabe des haptischen Feedbacks und zur Steuerung der Instrumentenspitze

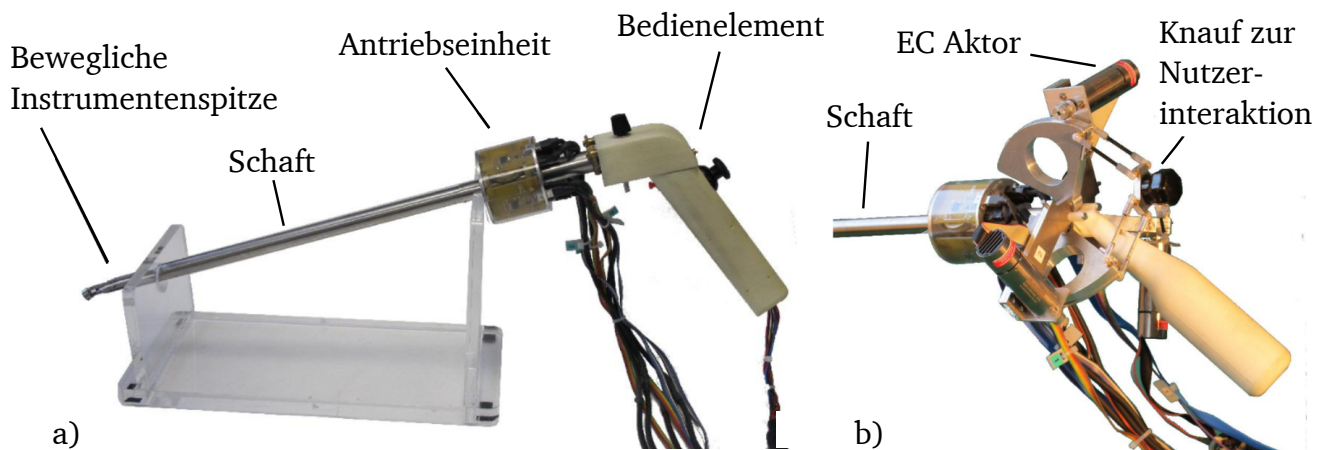


Abb. 3.7: Intrakorporaler Manipulator (INKOMAN).

Handgehaltenes Assistenzsystem zur Erweiterung der Flexibilität eines Endeffektors für die laparoskopische Chirurgie. a) Gesamtsystem INKOMAN bestehend aus parallelkinematischer Instrumentenspitze sowie einer Antriebseinheit zur Steuerung des Endeffektors. Angebracht ist ein Bedienelement zur Steuerung des Manipulators ohne haptisches Feedback [41, 117, 118]. b) Alternatives Bedienelement zur Darstellung haptischen Feedbacks bezüglich der Endeffektorinteraktionen, ausgeführt als parallelkinematischer Mechanismus mit 3 DOF [41].

kommt ein deltakinematischer Mechanismus zum Einsatz, der mit dem Daumen gesteuert werden kann [41]. Die Bedieneinheit ist in Abbildung 3.7, b) dargestellt.

Teleoperationssysteme für die laparoskopische Chirurgie

Nach Daten der *Intuitive Surgical Inc.* wurden in den Jahren 2000 bis 2015 mehr als 3 Millionen minimalinvasive chirurgische Eingriffe mit dem Robotersystem *DaVinci* durchgeführt [4]. Damit ist *DaVinci* das am weitesten verbreitete und einzige etablierte Robotersystem in aktuellem Einsatz. Das Robotersystem *DaVinci* ist in Abbildung 3.8 dargestellt.

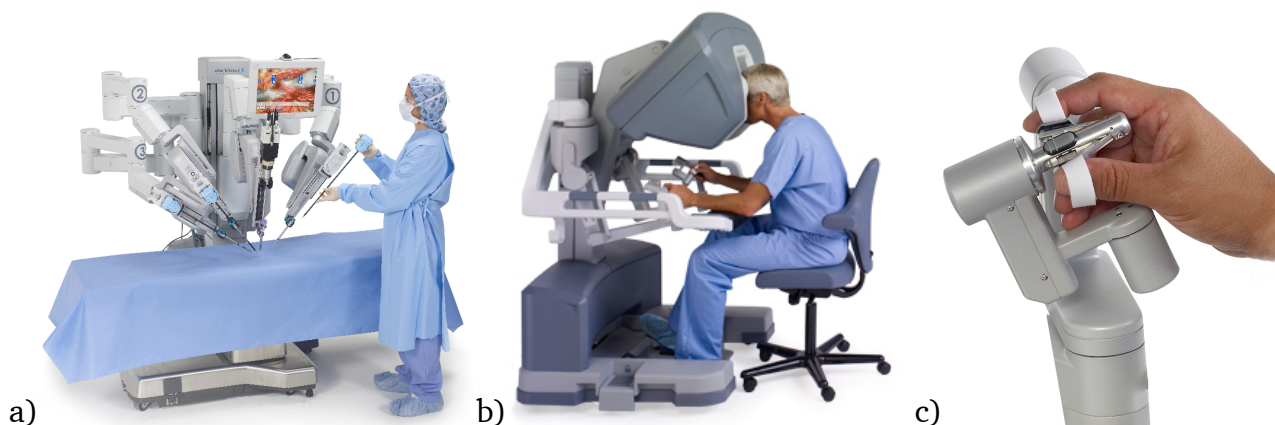


Abb. 3.8: Chirurgieroboter DaVinci von der Firma *Intuitive Surgical Inc.* [119].

a) Patienteneinheit; Robotereinheit mit drei laparoskopischen Werkzeugen und einem bildgebenden Modul. b) Bedienkonsole zur Steuerung von je zwei Endeffektoren auf einmal. c) Interaktion des Nutzers mit der Bedieneinheit.

Das Robotersystem ist als Teleoperationssystem aufgebaut und bietet dem Operateur drei steuerbare Laparaskope sowie eine von der Bedienkonsole aus steuerbare Kamera, dargestellt in den Abbildungen 3.8, a) und b).

Jedes Instrument ist in seinen laparoskopischen Freiheitsgraden um einen *Pivot-Punkt* an der Bauchdecke zu bewegen und verfügt über zwei weitere steuerbare Gelenke direkt am Endeffektor. Damit verfügt jeder Endeffektor über volle 6 Freiheitsgrade zuzüglich dem Greiffreiheitsgrad des Endeffektors. Die direkt am Endeffektor zur Verfügung stehenden Freiheitsgrade entsprechen der Beweglichkeit des menschlichen Handgelenks, aufgrund dessen die Werkzeuge als *Endowrist* bezeichnet werden.

Die Steuerung jeden Endeffektors geschieht über je ein Bedienelement in der Bedieneinheit. Die Bedienelemente sind seriellkinematisch aufgebaut. Der Nutzer steuert die Endeffektoren mit Daumen und Zeigefinger und nutzt die Freiheitsgrade seines Handgelenks zur präzisen Steuerung. Die Nutzerinteraktion ist in Abbildung 3.8, c) visualisiert.

Die Bedieneinheit ist dazu ausgelegt haptisches Feedback auszugeben. Dies wird jedoch nur dazu genutzt, um Arbeitsraumgrenzen darzustellen und eine Blockierung der Steuereinheit im Ruhezustand vorzunehmen. Haptisches Feedback bezüglich wirkender Interaktionskräfte am Endeffektor ist nicht verfügbar.

Die von *Intuitive Surgical* erreichte Beweglichkeit und Handhabbarkeit der *Endowristwerkzeuge* gilt unter den am Projekt FLEXMIN beteiligten Ärzten als Gold-Standard und wird zum Vergleich neu entwickelter Systeme herangezogen.

Eine Möglichkeit zur Erweiterung des Systems *DaVinci* durch taktil haptisches Feedback zeigt KUCHENBECKER mit dem Forschungsprojekt *VerroTouch* [120]. Zur Darbietung des taktilen Feedbacks werden nachträglich Tauchspulaktoren an die Griffstücke der Bedieneinheit von *DaVinci* angebracht, um diese in Schwingung zu versetzen. Durch die Aktoren werden Beschleunigungssignale dargestellt, die durch Messung an der Basis der *DaVinci-Instrumente* erhoben werden. So erhält der Nutzer eine Rückmeldung über die hochfrequenten Anteile der Werkzeuginteraktion, jedoch keine Informationen über die am Endeffektor wirkenden Kräfte. Die Komponenten von *VerroTouch* sind in Abbildung 3.9 dargestellt.

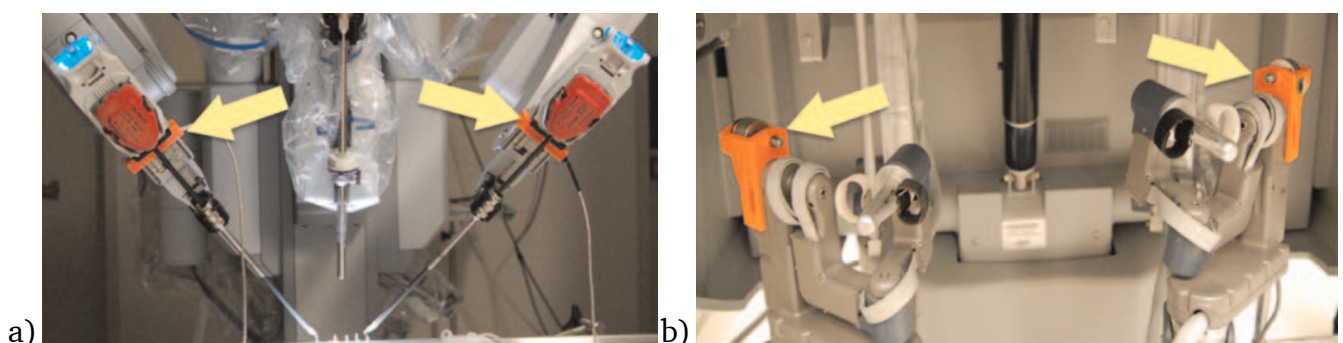


Abb. 3.9: Komponenten des Forschungsprojektes *VerroTouch* zur Erweiterung des Chirurgieroboters *DaVinci* um taktil haptisches Feedback [121].

a) Einheit zur Messung von Beschleunigungssignalen der Werkzeuginteraktion am Instrumententräger der *Endowrist-Werkzeuge*. b) Einheit zur Darstellung der Werkzeuginteraktion durch Tauchspulaktoren an den Griffstücken der Bedieneinheit von *DaVinci*.

Ein zu *DaVinci* sehr ähnlicher Ansatz wird im Projekt *MiroSurge* am *Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt* (DLR) verfolgt [122]. Das ebenfalls als Teleoperationssystem ausgelegte Robotersystem für laparoskopische Eingriffe verfügt an den Endeffektoren über zu *DaVinci* identische Freiheitsgrade. Die Systeme unterscheiden sich hinsichtlich der sich am Patienten befindlichen Einheiten. Während die Arme von *DaVinci* sich an einer gemeinsamen Konsole befinden, verfügt bei *MiroSurge* jedes laparoskopische Instrument über einen eigenen am OP-Tisch montierbaren Roboterarm.

Zur Steuerung der Endeffektoren kommen haptische Systeme von Force Dimensions mit je 7 aktiven Freiheitsgraden zum Einsatz. Die im Projekt eingesetzten Bedieneinheiten sind in Abbildung 3.10 abgebildet.

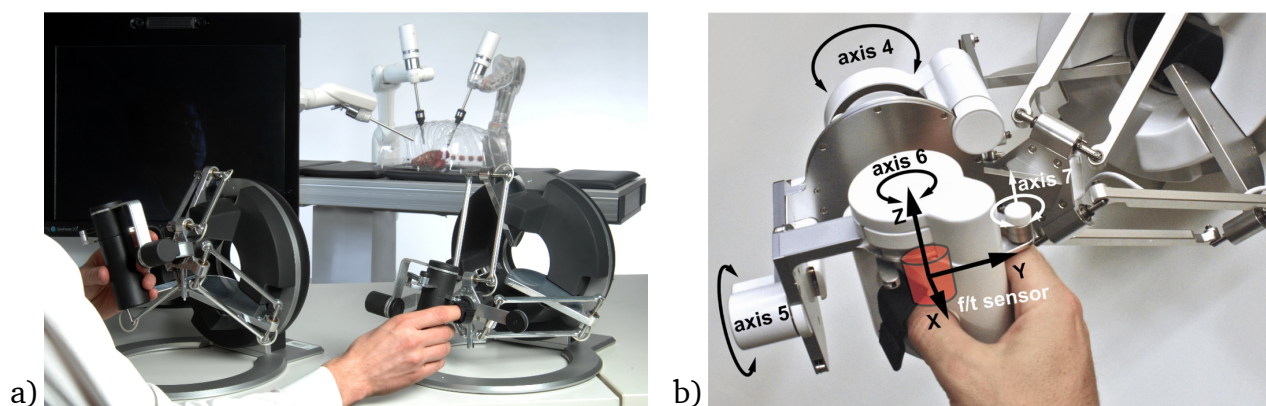


Abb. 3.10: Bedienkonsole des chirurgischen Teleoperationssystems *MiroSurge* des *DLR* zur Operation mit haptischem Feedback [122].

a) Bedienkonsole basierend auf zwei *omega.7* Interfaces der Firma *Force Dimensions* mit 4 aktiven und 3 passiven Freiheitsgraden. b) Die Bedieneinheit zur Steuerung der Endeffektoren und zur Darstellung haptischen Feedbacks in 7 DOF basiert auf dem kommerziellen haptischen Display *sigma.7* von *Force Dimensions*. Eingezeichnet sind die zur Verfügung stehenden Freiheitsgrade des impedanzgeregelten Systems.

Im Gegensatz zu *DaVinci* wird im Projekt *MiroSurge* das Ziel verfolgt, haptisches Feedback bezüglich wirkender Endeffektorinteraktionen auszugeben. Hierzu werden in den Endeffektoren Sensoren zur Messung der Interaktionskräfte integriert. Die integrierten Sensoren werden in Kapitel 8 vorgestellt und sind in Abbildung 8.4, c) dargestellt.

3.3 Bewertung der gewonnenen Erkenntnisse und Ableitung bestehender Defizite

Der Stand der Technik und Forschung chirurgischer Teleoperationssysteme zeigt, dass bei den meisten Projekten das Robotersystem, bzw. die Endeffektorkinematik und Antriebstechniken im Fokus der Projekte steht. Anwendungsspezifische Bedieneinheiten bzw. eine aufeinander abgestimmte Entwicklung von Robotersystem und Bedieneinheit findet in den wenigsten Fällen statt. Haptisches Feedback wird in den meisten Publikationen recherchierter Projekte als Motivation und als für den Chirurgen gewinnbringend erwähnt, jedoch nur in den wenigsten Fällen tatsächlich inhaltlich behandelt. Da im Entwurf der Systeme kein Augenmerk auf für haptische Systeme relevante Entwurfparameter gelegt wird, ist die nachträgliche Integration von hapti-

schem Feedback nur schwer, bzw. überhaupt nicht möglich. Zur Entwicklung eines haptischen Teleoperationssystems sind daher bereits in der Konzeptionsphase und während des Entwurfs der Master- und Slave Einheiten die Entwurfskriterien für haptische Systeme zu berücksichtigen.

Wie in Tabelle 3.1 aufgeführt, werden in der Mehrheit der recherchierten Single-Port-Systeme Ansätze für flexible kinematische Mechanismen verfolgt, welche aufgrund ihres Aufbaus eine verhältnismäßig geringe Steifigkeit aufweisen. In Anbetracht der in Abschnitt 2.5 abgeleiteten Entwurfsziele haptisch transparenter Teleoperationssysteme ist daher zu erwarten, dass mit diesen Systemen prinzipbedingt keine haptische Transparenz erreicht werden kann. Des Weiteren weisen flexible Mechanismen aufgrund ihrer geringen Steifigkeit während einer Interaktion meist eine große Abweichung zwischen der Soll- und Istposition der Endeffektoren auf, was eine intuitive Steuerung erschwert.

In der Auswahl der genutzten Bedieneinheiten zeichnen sich in den recherchierten Systemen drei Vorgehensweisen ab:

- Steuerung des Roboters im *Präzisionsgriff* mit einem stiftähnlichen Nutzerinterface, wie es beim haptischen Device *PhantomOmni* und dessen vorgestellten Abwandlungen verfolgt wird.
- Steuerung des Roboters im *Faustgriff* oder mit Zeigefinger und Daumen, wobei die Drehachsen der Bedieneinheit sich im Handgelenk befinden, wie es in den Konsolen von *Force Dimensions* oder auch bei *DaVinci* zu finden ist.
- Die Steuerung des Roboters mit Bedieneinheiten, welche an laparoskopische Instrumente und die sich daraus ergebende Arbeitsweise angelehnt ist.

Auf die für haptisches Feedback zwingend notwendige Sensorik zur Messung von Endeffektorinteraktionskräften wird selten eingegangen. Eine universell einsetzbare Lösung zur Messung von Endeffektorinteraktionen lässt sich im Stand der Technik derzeit nicht finden. Aufgrund dessen ist die Ableitung von Sensorkonzepten zur Messung der Endeffektorinteraktion Teil dieser Arbeit.

Zur Steuerung der Roboter werden maßgeblich kommerziell erhältliche, universelle haptische Systeme eingesetzt. Am weitesten verbreitet sind die Systeme der Firmen *Force Dimensions* und *SensAble*. Diese stellen vorgefertigte APIs zur Verfügung, um die Bedieneinheiten in die bestehende Systemstruktur des Forschungsprojektes zu integrieren. Hierbei ist die Schnittstelle vom Hersteller der Bedieneinheit vorgegeben und vom Nutzer nicht in allen Belangen anpassbar. Gleiches gilt für die kinematischen Komponenten und die Auswahl der Antriebe, die vom Hersteller der Systeme nur auf das jeweilige System angepasst wurden. Um die Möglichkeit zu erhalten auf alle relevanten Systemparameter Einfluss nehmen zu können, diese zu variieren und speziell an die Vorgaben der zu beantwortenden wissenschaftlichen Fragestellung anzupassen, ist die Eigenentwicklung einer Bedieneinheit notwendig.



4 Das Projekt FLEXMIN

Im Rahmen des Projekts FLEXMIN (Erweiterung der **FLEX**ibilität **MIN**imalinvasiver Instrumente in der Single-Port Weichteilchirurgie durch die Integration von Positioniersystemen und haptischer Mensch-Maschine-Schnittstelle) werden Strategien und Konzepte intrakorporaler Manipulatoren für minimalinvasive chirurgische Eingriffe im Bauchraum untersucht. Die erarbeiteten Konzepte für das robotische System sollen in Form von Prototypen umgesetzt und experimentell an Phantomen untersucht werden. Abbildung 4.1 zeigt die Visionszeichnung zum Projekt FLEXMIN mit den im Projekt zu bearbeitenden Komponenten.

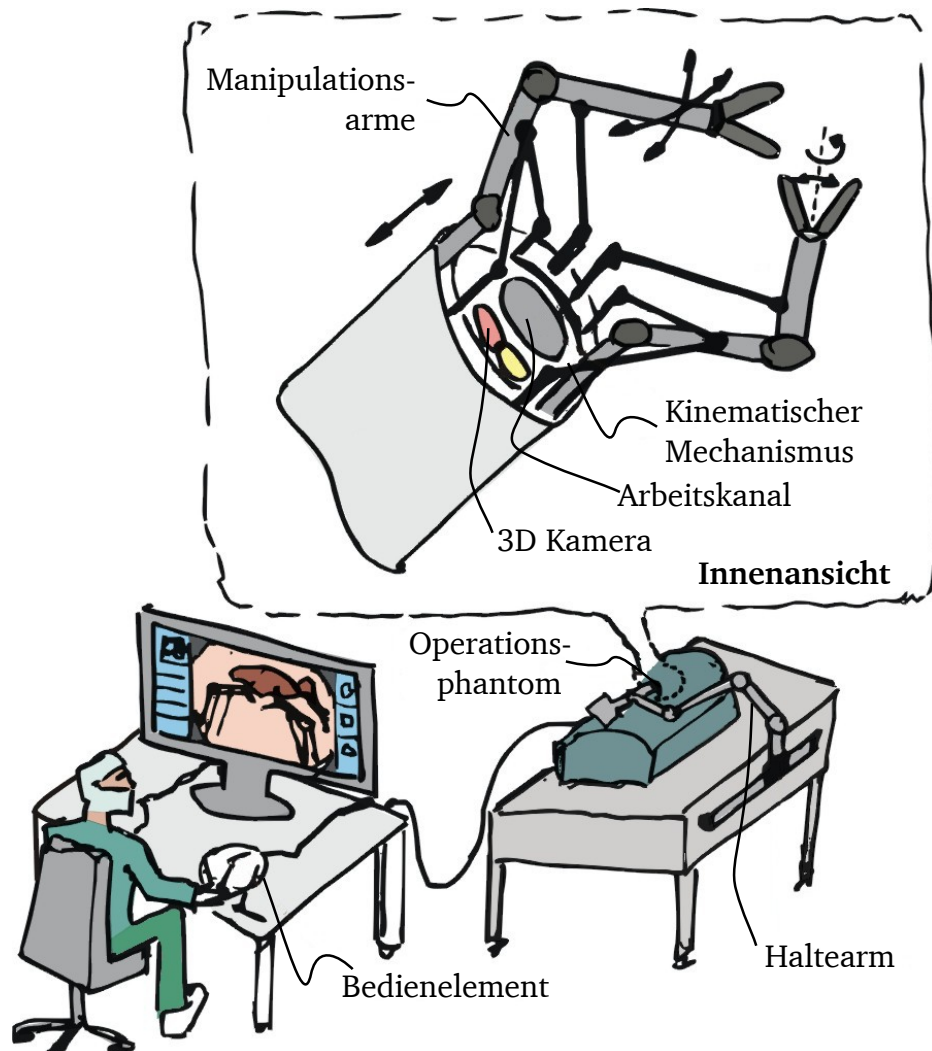


Abb. 4.1: Visionszeichnung zum Konzept des chirurgischen Teleoperationssystems FLEXMIN [117].

Das chirurgische System ist als Teleoperationssystem in Master-Slave-Struktur ausgeführt. Der Bediener steuert die Manipulationsarme des intrakorporalen Manipulators über Bedienelemente. Diese Bedienelemente sollen dem Nutzer haptisches Feedback bezüglich der Werkzeuginterak-

tionen im *Situs* widerspiegeln.

Die Herausforderungen des untersuchten Konzeptes des intrakorporalen Manipulators liegen zum Einen in der Aktuierung von Endeffektoren mithilfe parallelkinematischer Mechanismen. Zum Anderen liegt die Herausforderung darin, ein System bereit zu stellen, das für die Darbietung haptischen Feedbacks optimiert ist. Zwei zu realisierende Manipulatoren, welche antagonistisch arbeiten sollen, teilen sich als Basis ein gemeinsames Rohr.

Entsprechend der vorgesehenen Anwendung des Roboters als *Single-Port-System* für die *Transanale Endoskopische Operation* (TEO) stellt das Rohr den einzigen Zugang zum Patienten dar.

Das Projekt wird in einer Kooperation der Fachgebiete Mess- und Sensortechnik (MuSt) sowie Mikrotechnik und Elektromechanische Systeme (M+EMS) des Instituts für Elektromechanische Konstruktionen (EMK) an der Technischen Universität Darmstadt und der Arbeitsgruppe für Chirurgische Technologien und Training an der medizinischen Fakultät der Eberhard Karls Universität Tübingen durchgeführt. Eine graphische Darstellung der Verantwortlichkeiten im Projekt bietet Abbildung 4.2.

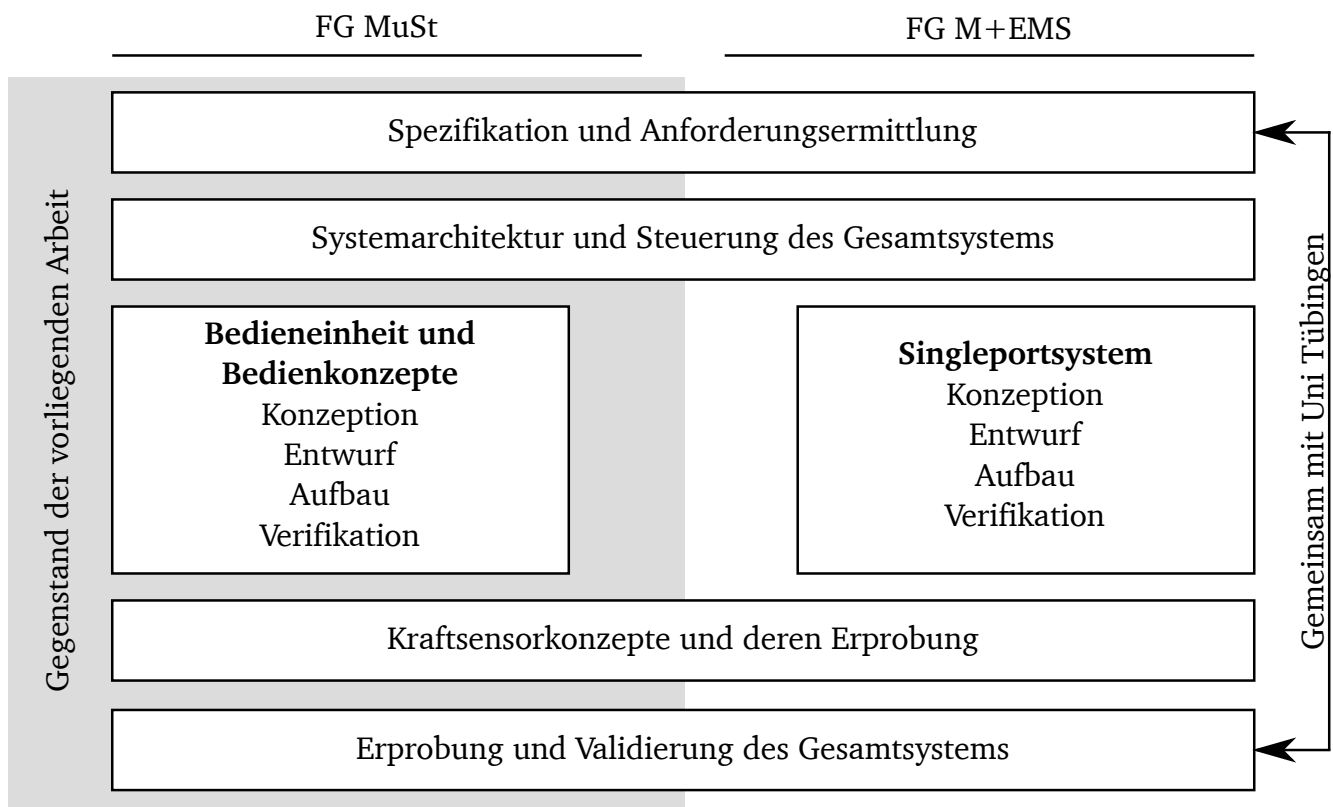


Abb. 4.2: Verantwortlichkeiten im Projekt FLEXMIN.

Schwerpunkt dieser Arbeit ist die wissenschaftliche Auseinandersetzung mit der angepassten haptischen Bedieneinheit und deren Realisierung für das Teleoperationssystem, der Analyse von Bedienkonzepten und deren Evaluation. Der Single-Port-Roboter wird in der parallel bearbeiteten Dissertation von SEBASTIAN MATICH entwickelt [5].

Die Schnittstellen zwischen den Arbeiten an der Bedienarbeit und dem Single-Port-System werden in enger Zusammenarbeit zwischen den Fachgebieten MuSt und M+EMS gemeinsam definiert. Strategische Entscheidungen zu kinematischen Grundstrukturen, Hardwareplattformen

sowie Steuerungssystemen werden ebenfalls gemeinschaftlich getroffen und umgesetzt. Das hier beschriebene Teilprojekt wird von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) unter den Förderkennzeichen WE 2308/13-1 und WE 2308/13-3 im Zeitraum von 2011 – 2018 gefördert.

4.1 Chirurgisches Szenario – „Minimalinvasive Resektion des Rektumkarzinoms“

Nach im Jahr 2015 veröffentlichten Zahlen des Robert Koch-Instituts (RKI) erkrankten jährlich etwa 480.000 Menschen in Deutschland neu an Krebs. Darmkrebs stellt mit einer Häufigkeit von ca. 60.000 Neuerkrankungen im Jahr 2012 eine der am häufigsten auftretenden Krebsarten dar [123].

Medizinisches Ziel des Projekts ist die chirurgische Behandlung von Krebs am Enddarm. Im Zuge dessen soll die *Resektion des Rektums* durchgeführt werden. Der Operationsablauf lehnt sich dabei an die von [124–126] eingeführten Techniken zur Transanal-Endoskopischen Mikrochirurgie (TEM¹) an. Damit wird das Ziel verfolgt, die konventionelle Operation am offenen Leib durch minimalinvasive Techniken zu ersetzen.

4.1.1 Konventionelle Transanal Endoskopische Operation (TEO) und deren Grenzen

Das Instrumentarium zur Durchführung der transanal endoskopischen Operation ist in Abbildung 4.3 dargestellt. Es besteht aus einem Rohr mit einem Durchmesser von 40 mm, welches

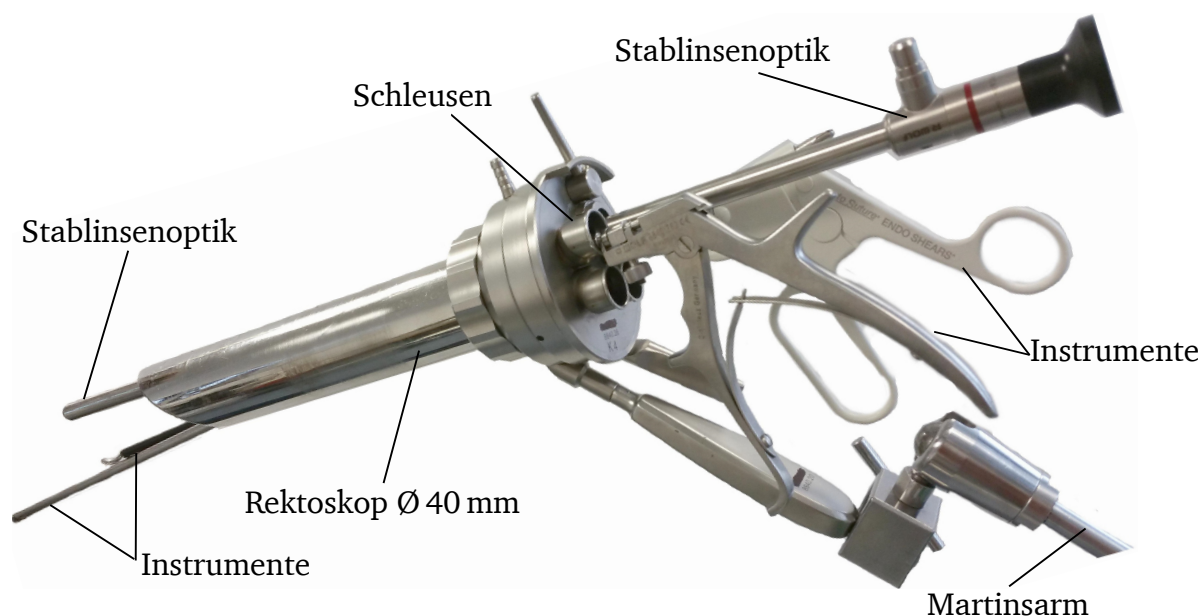


Abb. 4.3: Konventionelles Instrumentarium der Transanal-Endoskopischen Operation (TEO).

als Operationsrektoskop bezeichnet wird. Am distalen Ende des Rohres befinden sich Schleusen,

¹ TEM wird innerhalb dieser Arbeit gleichbedeutend mit dem Verfahren der Transanal Endoskopischen Operation (TEO) verwendet. Die Unterschiede der beiden Begrifflichkeiten ergeben sich maßgeblich aus der im Marketing der beiden Firmen *Richard Wolf GmbH* sowie *Karl Storz GmbH* üblichen Verwendung.

durch welche endoskopische Instrumente geführt werden. Die langen Instrumente werden über Scherengriffe vom Operateur parallel geführt und die Endeffektoren bedient. Als Endeffektoren kommen maßgeblich Greifer und Scheren zum Einsatz. Die Schleuse des Rektoskops hält zusätzliche Zugänge für die Bildgebung mithilfe von Stablinsenoptiken und Ventile für die Insufflation des Operationsgebietes bereit [127].

Aus der Führung der Instrumente in Schleusen ergeben sich *Pivot-Punkte*, welche die zur Verfügung stehenden Freiheitsgrade der endoskopischen Instrumente einschränken. Pivotpunkte stellen feststehende Dreh- und Angelpunkte dar, in denen sich alle bestehenden Rotationsachsen schneiden. An dem Pivotpunkt stellt sich eine Umkehr der Bewegungsrichtung ein. Eine Prinzipskizze des TEO-Instrumentariums unter Einbeziehung der vier endoskopisch zur Verfügung stehenden Freiheitsgrade ist in Abbildung 4.4 dargestellt.

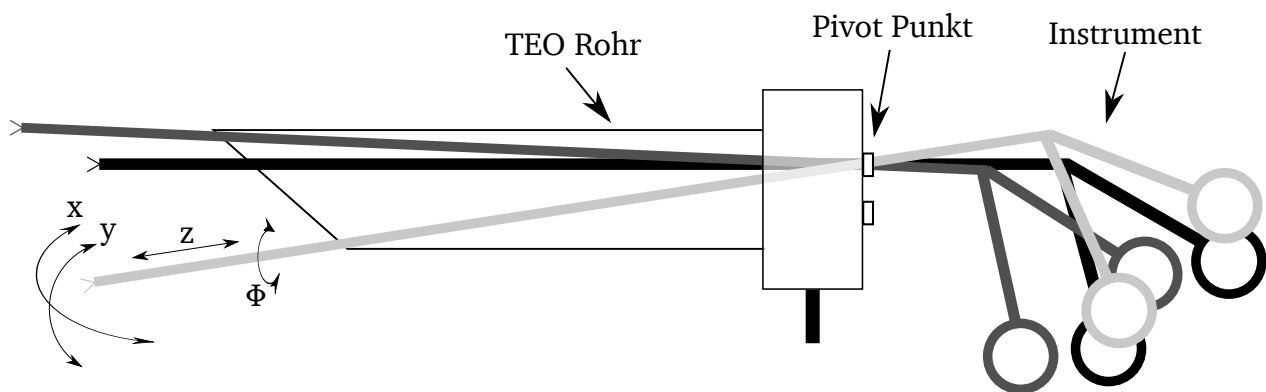


Abb. 4.4: Prinzipskizze des TEO Instrumentariums mit Darstellung der sich aus dem Pivotpunkt der Schleusen ergebenden Freiheitsgrade zur Bewegung endoskopischer Instrumente.

Das gesamte Instrumentarium wird nach dessen Positionierung am Patienten mithilfe eines Statives, dem so genannten *Martinsarm*, am Operationstisch befestigt. Aufgrund des sich durch die Hebelverhältnisse der Instrumente sowie des Rohrs ergebenden beschränkten Platzverhältnisse und Bewegungsfreiheit wird das Instrumentarium während einer Operation mehrfach umpositioniert, um stets optimal zum Operationsfeld ausgerichtet zu sein.

Während der Operation sitzt der Chirurg zwischen den Beinen des in *Steinschnittlage* gelagerten Patienten. Aufgrund der beengten Verhältnisse für die Instrumente, die sich aus der Länge und dem Durchmesser des TEO-Rohres ergeben, gestaltet sich die Arbeit für den Operateur sehr anstrengend und wenig ergonomisch. Die Arbeitshaltung des Operators sowie die Lagerung des Patienten in Steinschnittlage zeigt Abbildung 4.5.

Das beschriebene Instrumentarium wird aktuell eingesetzt, um kleinere Eingriffe im Enddarm durchzuführen. Ein komplexer Eingriff wie die Rektumresektion kann mit diesem herkömmlichen Instrumentarium derzeit nur experimentell unter großer Anstrengung und Belastung für den Operateur durchgeführt werden. Das Verfahren der minimalinvasiven Rektumresektion ist derzeit Gegenstand medizinischer Forschung im Rahmen des Projektes FLEXMIN. Zur Umsetzung der transanal Resektion des Enddarms ist der in diesem Projekt entwickelte Roboter vorgesehen.

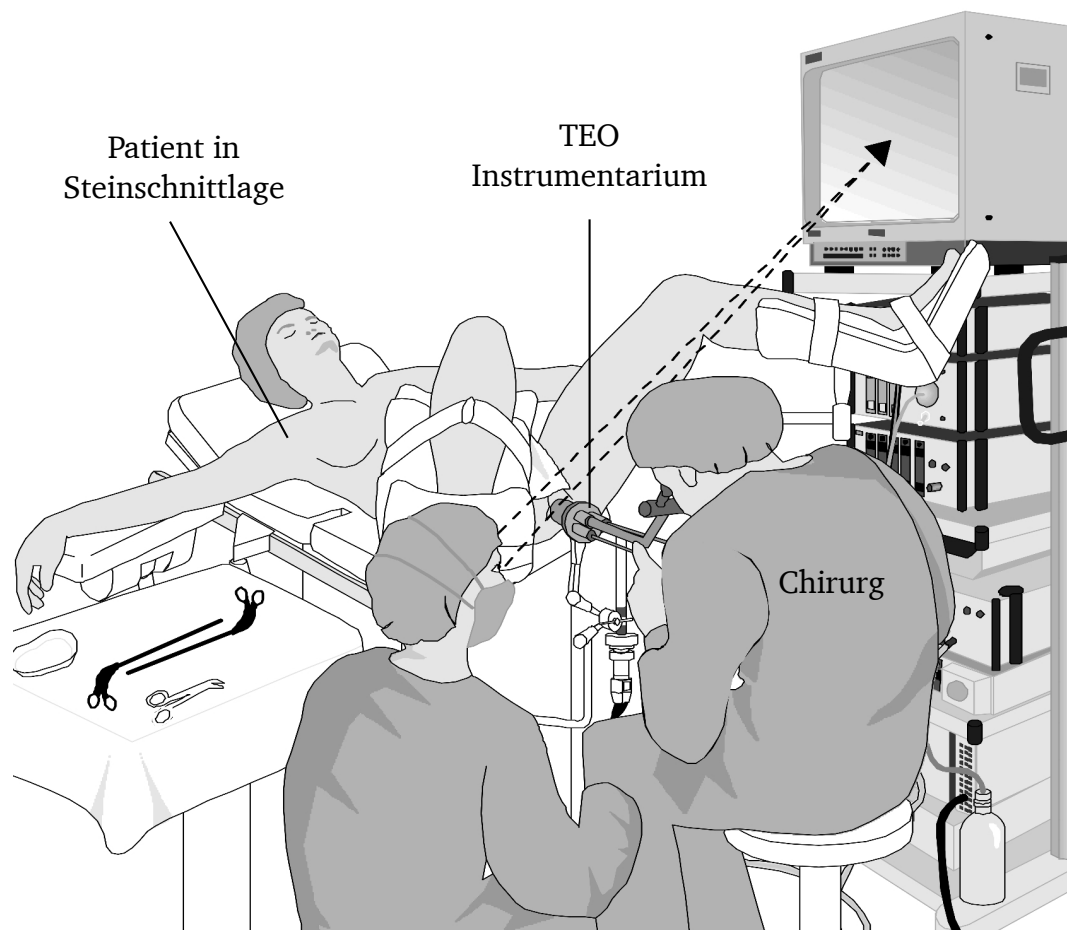


Abb. 4.5: Belastende Arbeitsposition des operierenden Arztes zwischen den Beinen des Patienten in Steinschnittlage [128].

4.1.2 Arbeitsschritte der robotisch durchzuführenden transanalen Rektumresektion.

Die Durchführung des Eingriffes gliedert sich in die folgenden Schritte:

- Einführen des Rektoskops durch den Sphinkter (Schließmuskel) in den Enddarm (Abbildung 4.6 a)).
- Setzen einer Tabaksbeutelnaht, zirkulär am Umfang des Darms (Abbildung 4.6 b)).
- Zuziehen der Naht, um den Enddarm zu verschließen und den Austritt bakteriell kontaminierten Darminhaltes in den Bauchraum zu verhindern. Anschließendes radiales Öffnen des Darmes, um ihn vom Sphinkter zu trennen (Abbildung 4.6 a)).
- Präparation entlang der Außenseite des Darms, um diesen vom Bauchfell zu lösen.
- Abschnüren des Darmes und heraustrennen der von Krebs befallenen Organteile.
- Mobilisierung des Darms, um einen erneuten Anschluss des verbleibenden Enddarms am Sphinkter zu ermöglichen.
- Anschluss des Darms am Sphinkter.

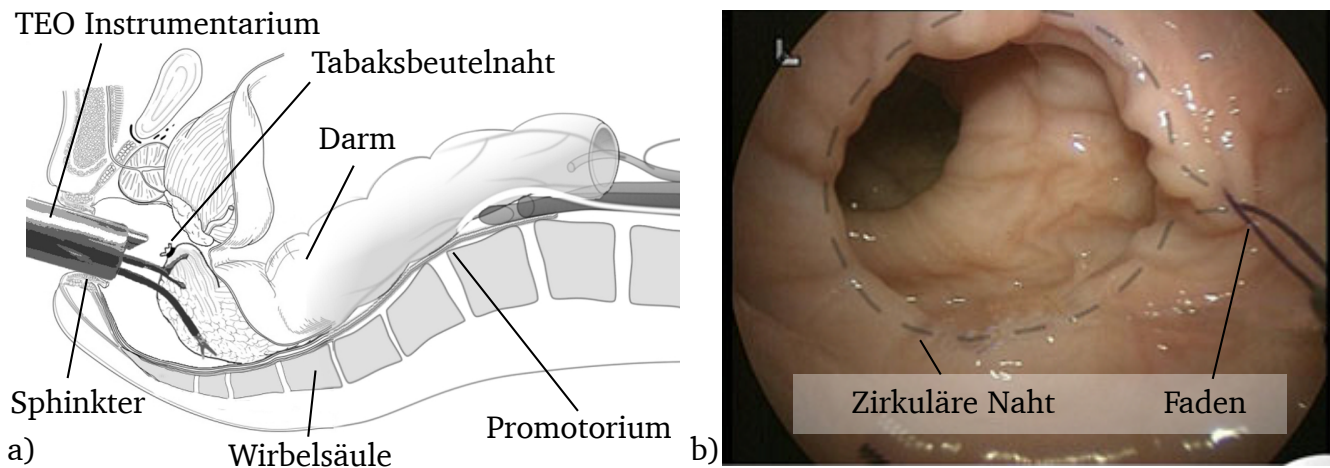


Abb. 4.6: Operationsszenario: Rektumresektion im kleinen Becken.

a) Schema des Operationsfeldes im kleinen Becken [Uni Tübingen]. b) Zirkuläre Tabaksbeutelnaht im Lumen des Rektums [128].

Als anspruchsvollster Arbeitsschritt im Rahmen des Operationsprozesses wird die Durchführung der Tabaksbeutelnaht inklusive der Knotung des Fadens angesehen. Diese Tätigkeit wird als Referenz für die minimal notwendige Beweglichkeit des Roboters herangezogen.

4.2 Der Single-Port-Roboter

Der in Abbildung 4.7 dargestellte Single-Port-Roboter wurde in der parallel bearbeiteten Dissertation von S. MATICH entwickelt [5]. Die Basis des Roboters stellt ein Rohr mit einem Durchmesser von 38 mm dar. Dieses Rohr ist im Durchmesser so angepasst, dass es durch das konventionelle TEO Rohr in das Operationsgebiet gebracht werden kann.

Das Rohr bildet die Basis für zwei parallelkinematische Manipulatoren. Einer davon ist in Abbildung 4.7 a) dargestellt und für das rechtshändige Arbeiten montiert. Die parallelkinematische Struktur des Manipulators basiert auf einem Tripod entsprechend Abbildung 4.7 b). Die in der Abbildung dargestellten Koordinaten stellen die Grundlage für die folgende Funktionsbeschreibung des Mechanismus dar.

Durch die unabhängige translatorische Bewegung der drei Schubstreben (q_{10}, q_{20}, q_{30}) in der Basis des Mechanismus lässt sich der Endeffektor im Raum positionieren. Als kinematische Hauptkette des Mechanismus ist die Verbindung der Schubstrebe q_{10} bis hin zum Endeffektor definiert. Der Endeffektor ist in der vorliegenden Ausbaustufe immer in Richtung der Hauptkette orientiert. Jede Schubstrebe ist zylindrisch ausgeführt und drehbar gelagert. Die Rotationen der Schubstreben werden im vorliegenden Kinematikkonzept genutzt, um neben der Positionierung im Raum weitere Freiheitsgrade des Endeffektors betreiben zu können.

Die Rotation der Schubstrebe in der kinematischen Hauptkette wird genutzt, um den Endeffektor um seine eigene Achse (q_{50}) rotieren zu können. Die Rotation der Schubstrebe in der Nebenkette q_{40} dient zur Aktuierung der *Branchen* des Endeffektors. Hierzu ist in der Nebenkette ein miniaturisiertes Spindelgetriebe implementiert, welches durch seine translatorische Bewegung ein Kurvengetriebe in der Basis des Endeffektors betreibt. Die Rotation der Nebenkette q_{60} ist

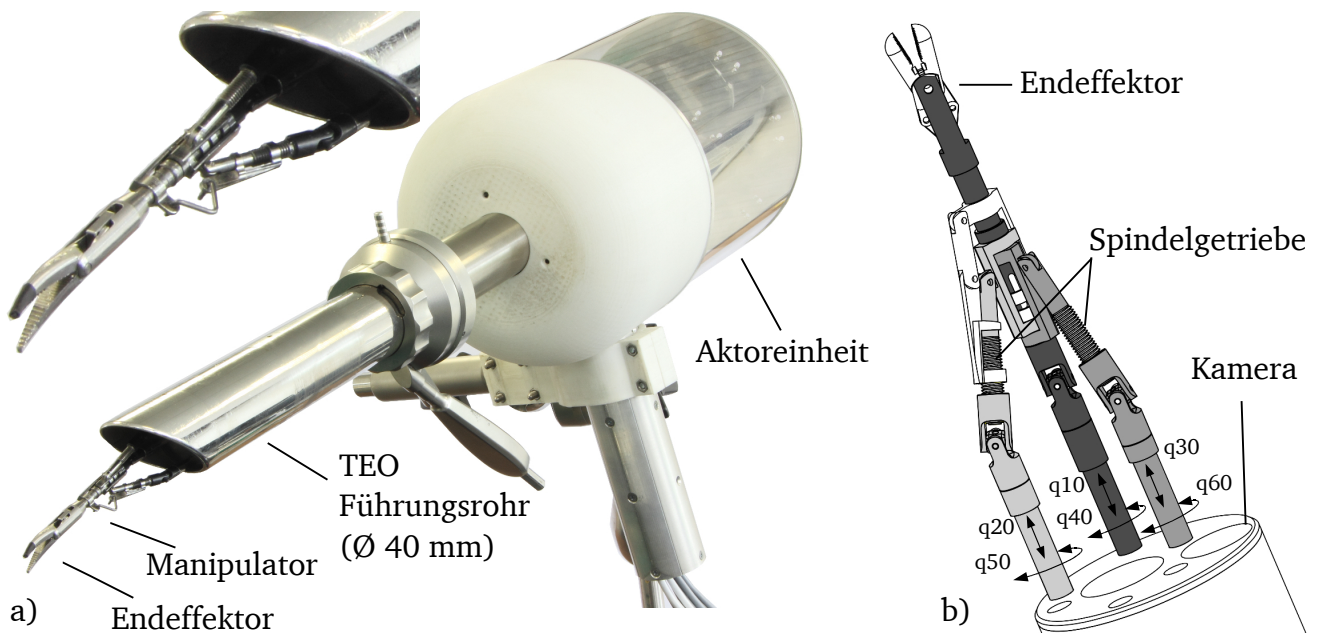


Abb. 4.7: Lösungskonzept des Single-Port-Roboters [5].

a) Single-Port-Roboter mit einem montierten Endeffektor für rechtshändiges Arbeiten. b) Struktur und Konstruktion des kinematischen Mechanismus des Manipulators.

in einer späteren Ausbaustufe des Manipulators für die Abwinkelung des Endeffektors in seiner Basis vorgesehen.

Unter Ausnutzung von Translation und Rotation der drei Schubstreben werden am TCP fünf aktive Freiheitsgrade bereit gestellt. Vier der Freiheitsgrade beziehen sich dabei auf die Positionierung des Endeffektors im Raum, einer auf die Aktuierung der Endeffektorbranchen. Der Mechanismus des Manipulators selbst ist rein passiv ausgeführt.

Die Schubstreben werden in der Aktoreinheit am proximalen Ende des Single-Port-Roboters von BLDC Motoren mit nachgeschaltetem Spindelgetriebe aktuiert. Um die Rotation der Schubstreben zu realisieren, kommen ebenfalls BLDC Motoren zum Einsatz, deren Moment mittels Riemmentrieb auf die Schubstreben gekoppelt wird.

Der kinematische Mechanismus ist ausgelegt, um einen Arbeitsraum mit einem Durchmesser von 50 mm und einer Länge von 60 mm erreichen zu können. Hierzu liegt die maximale Abwinkelung der Hauptkette bei ca. 40°. Der Endeffektor erreicht in jedem Punkt des Arbeitsraumes in jeder Raumrichtung mindestens eine Kraft von 5 N. Die Antriebe des Single-Port-Roboters sind so dimensioniert, dass der Endeffektor Beschleunigungen von bis zu 1,5 g abbilden kann und Geschwindigkeiten bis zu 327 mm/s erreicht. Eine Zusammenfassung charakteristischer Eigenschaften des Single-Port-Roboters ist in Tabelle 4.1 dargestellt

Durch seine kinematische Struktur ist der Manipulator auf maximale Steifigkeit ausgelegt, um definierte Eigenschaften über den gesamten Arbeitsraum bei allen Interaktionskräften aufweisen zu können.

Tab. 4.1: Charakteristische Eigenschaften des Single-Port-Roboters [5, 129, 130].

Kenngröße	Wert
Single-Port-Roboter	
Durchmesser des Schaftes	38 mm
Durchmesser der Antriebsinheit	170 mm
Masse des Single-Port-Roboters	5,8 kg
Durchmesser des Arbeitskanals	15 mm
Durchmesser des Kamerakanals	11 mm
Manipulatoren	
Anzahl	2
Freiheitsgrade je Manipulator	4 + Greifen
Arbeitsraum je Manipulator	$60 \cdot 50 \cdot 50 \text{ mm}^3$
Minimale Positionsaufösung am TCP	$< 0,1 \text{ mm}$
Maximale Geschwindigkeit am Endeffektor	$> 327 \text{ mm/s}$
Maximale Beschleunigung am Endeffektor	$> 14,7 \text{ m/s}^2$
Maximal ausübbares Kräfte am Endeffektor	$> 5 \text{ N}$

4.3 Rechnertopologie und Steuerungskonzept

Die Automatisierung und Regelung der einzelnen Komponenten des Teleoperationssystems FLEXMIN wird mithilfe eines Matlab-basierten Echtzeitrechensystems umgesetzt. Der auf einem Host-Rechner in *Matlab Simulink* geschriebene Quellcode wird auf einem „*Matlab Simulink* realtime xPC Target“ ausgeführt. Das Realtime Target ist dabei ein Desktop PC, dessen CPU mit 3,5 GHz getaktet ist. Der Echtzeitrechner dient als Basis zur Ansteuerung der Peripherie zur Motorsteuerung und zur Messsignalerfassung. Als Kommunikationsprotokoll kommt das echtzeitfähige *EtherCat*, eingeführt von der Firma *Beckhoff*, zum Einsatz. Die Abtastrate des Echtzeitssystems wurde zu 3,3 kHz definiert. Zur Steuerung der linken und rechten Seite des Teleoperationssystems kommen zwei, von einander unabhängige, identische Rechensysteme zum Einsatz. Eine Kommunikation zwischen beiden Seiten ist vorgesehen, jedoch nicht implementiert. Die prinzipielle Struktur des Rechensystems ist in Abbildung 4.8 dargestellt.

Die auf dem Simulink Realtime Target ausgeführte Software umfasst dabei Funktionen zur Berechnung aller kinematischer Komponenten und deren Koordinatentransformationen. Dies dient zur Steuerung des Manipulators auf Basis der an der Bedieneinheit eingegebenen Positionsvorgaben, sowie zur Übertragung von gemessenen Interaktionskräften des Manipulators zur haptischen Darstellung an der Bedieneinheit.

Zur Ansteuerung aller eingesetzten Motoren werden Steuerungen vom Typ Accelnet BE2 (*Copley Controls*, Canton, USA) eingesetzt. Diese Steuerungen umfassen Funktionen zur Regelung des Motorstroms, der Geschwindigkeit und der Position der Motoren. Die jeweiligen Sollgrößen werden vom realtime Rechner vorgegeben und via *EtherCat* an die Steuerungen übertragen. Für die Kinematikberechnung notwendige Encodersignale werden über die Motorsteuerungen eingele-

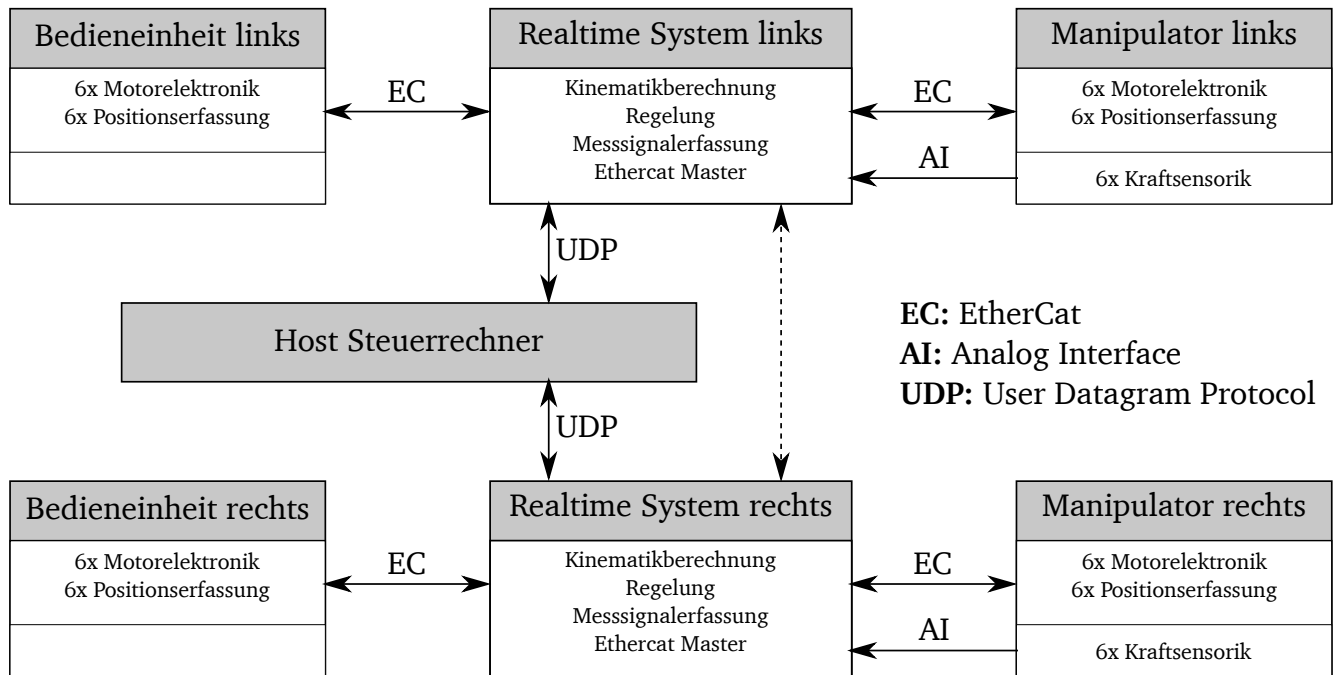


Abb. 4.8: Topologie des Rechner- und Steuersystems von FLEXMIN.

sen. Dabei sind für jeden Manipulator und jedes Bedienelement je 6 Schnittstellen vorgesehen, um bis zu 6 aktive Freiheitsgrade pro Element zur Verfügung stellen zu können. Die sonstige Ansteuerung weiterer Peripherie, wie die Messdatenerfassung analoger Kraftsensoren, wird durch den Steuerrechner mithilfe von *EtherCat* Feldbusklemmen der Firma *Beckhoff Automation GmbH* mit einer Auflösung von je 24 bit ausgeführt.



5 Wissenschaftliche Fragestellungen, Ziele und Lösungskonzept

Aufbauend auf die Ableitung der in dieser Arbeit adressierten wissenschaftlichen Fragestellungen wird das Lösungskonzept zur Sicherung des haptischen Feedbacks in der Bedieneinheit des Teleoperationssystems FLEXMIN vorgestellt.

5.1 Ableitung von Forschungsfragestellungen und Ziele der Arbeit

Aus den im Stand der Technik Kapitel 3 ausgewiesenen Defiziten zu haptischen Bedieneinheiten und den Randbedingungen zur Integration einer verbesserten Variante in ein neuartiges Teleoperationssystem für die Singleport-Chirurgie, ergeben sich die wissenschaftlichen Zielstellungen der Arbeit. Im Einzelnen handelt es sich um folgende Fragestellungen:

- Ableitung von Anforderungen für eine angepasste haptische Bedieneinheit aus dem medizinischen Anwendungsszenario und den Eigenschaften des Singl-Port-Roboters. Die Anforderungsermittlung erfolgt unter Berücksichtigung der physiologischen und ergonomischen Eigenschaften des Menschen und der für den Entwurf haptischer Systeme abgeleiteten Entwurfskriterien.
- Aufbauend auf die aus dem Stand der Technik abgeleiteten Defizite erfolgt der Entwurf und die Gestaltung einer angepassten haptischen Bedieneinheit unter Berücksichtigung der abgeleiteten Anforderungen. Der eigene Aufbau ermöglicht die Verifikation der realisierten Systeme sowie die Validierung der abgeleiteten Lösungskonzepte und Systemparameter. Zudem ergibt sich die Möglichkeit, Einfluss auf alle Systemparameter und Komponenten zu nehmen und diese zur Analyse verschiedener Ansätze zur Darbietung haptischen Feedbacks zu variieren.
- Ableitung und Analyse von Methoden zur Darbietung haptischen Feedbacks. Dabei erfolgt die Analyse mit dem Ziel, das Verständnis einzelner Effekte und Methoden zu erweitern und zur Ableitung von Synergieeffekten, die sich aus der Kombination unterschiedlicher Methoden ergeben. Die Kombination unterschiedlicher Darstellungsmethoden haptischen Feedbacks hat eine Reduktion von Anforderungen an die Aktorik und an kinematische Komponenten zum Ziel. Dabei soll das System in der Lage sein, dem Nutzer alle wesentlichen haptischen Informationen der Endeffektorinteraktion zu vermitteln.
- Analyse von Konzepten zur Messung von Interaktionskräften des Manipulators des Singleport-Roboters unter Berücksichtigung der sich aus dem eingesetzten parallelkine-

matischen Mechanismus und der medizintechnischen Anwendung ergebenden Randbedingungen.

- Analyse der sich durch den Einsatz von Teleoperationssystemen und dem Einsatz von haptischem Feedback in der Teleoperation ergebenden Vorteile anhand von gezielt ausgewählten Experimenten und Probandenstudien.

Die Bearbeitung der zuvor genannten wissenschaftlichen Fragestellungen sowie die Realisierung eines Prototyps des Teleoperationssystems sollen dazu führen, ein robotisches Instrumentarium zur Verfügung zu stellen, mit dem die medizinische Forschung im Bereich der Singleportchirurgie und zur Durchführung der transanalen Rektumresektion durchgeführt werden kann. Durch den Einsatz des Teleoperationssystems werden in Hinblick auf die Nutzbarkeit für den Chirurgen sowie für den Vorgang der Operation selbst allgemeine Ziele verfolgt, welche der späteren Erprobung als Hypothesen zu Grunde gelegt werden. Die Ziele sind im Einzelnen:

- Die Erweiterung der Flexibilität von Endeffektoren im Arbeitsraum, welche die Möglichkeiten der herkömmlichen Instrumente der TEO übersteigen.
- Die Durchführbarkeit aller notwendigen Arbeitsschritte einer transanal Rektumresektion.
- Die Erhöhung der Präzision der Interaktion durch die Nutzung ferngesteuerter Endeffektoren im Vergleich zu herkömmlichen Instrumenten der TEO und damit einhergehende Verringerung von Fehlgriffen und sich daraus ergebendes Trauma.
- Die Reduktion von Interaktionskräften und die damit einhergehende Reduktion des verursachten Traumas während einer Operation.
- Die Reduktion der Operationszeit und der damit einhergehenden Reduzierung der Belastung für den Patienten.
- Die Erhöhung der Ergonomie und Verringerung der auf den Arzt wirkenden körperlichen und geistigen Last während einer Operation.

5.2 Lösungskonzept zur Sicherung des haptischen Feedbacks im Teleoperationssystem

Auf Grund der großen Diskrepanz zwischen den Parametern der Wahrnehmung und der Interaktionsfähigkeit des Menschen sowie der großen Dynamik der haptisch darzustellenden Eigenschaften der Umgebung, ergeben sich Anforderungen an die Bedieneinheit, die durch ein universelles System nicht erfüllbar sind. Zur Reduktion der Anforderungen an Einzelkomponenten der Bedieneinheit und zur Erfüllung der Anforderungen an das Gesamtsystem, werden daher unterschiedliche Methoden zur Darstellung haptischen Feedbacks in einer Bedieneinheit kombiniert. Die untersuchten Darstellungsmethoden sind dabei so gewählt, dass sie eine gegenseitige Substitution des haptischen Feedbacks in gewissen Frequenzbereichen oder Freiheitsgraden ermöglichen. Neben der Untersuchung von Potential zur Anforderungsreduzierung soll somit sichergestellt werden, dass Informationen in der gesamten Bandbreite des haptischen Sinneskanal

übertragen werden können.

Diese untersuchten und in der Bedieneinheit umgesetzten Methoden sind:

1. **Kinästhetisches haptisches Feedback:** Impedanzgesteuerte Darstellung haptischen Feedbacks im kinästhetischen Bereich. Haptische Darstellung der am Endeffektor gemessenen Interaktionskräfte unter Verwendung von Kraftquellen an der Bedieneinheit. Zur Darbietung räumlichen kinästhetischen Feedbacks ist für jeden Freiheitsgrad ein Aktor vorzusehen.
2. **Pseudo-Haptisches Feedback:** Darbietung haptischen Feedbacks im Freiheitsgrad Greifen unter Ausnutzung von pseudo-haptischem Feedback. Zur Darbietung pseudo-haptischen Feedbacks ist kein aktiver Freiheitsgrad in der Bedieneinheit notwendig. Haptisches Feedback steht in diesem Freiheitsgrad im quasistatischen Frequenzbereich zur Verfügung.
3. **Taktilen haptisches Feedback:** Darstellung gesteuerten taktilen Feedbacks basierend auf direkt am Endeffektor gemessenen Beschleunigungssignalen. Diese Darstellungsart erweitert die Methoden 1 und 2 um die Möglichkeit, den Frequenzbereich des haptischen Feedbacks bis zur Wahrnehmungsgrenze bei ca. 1 kHz zu erweitern.

Einen Überblick über die angestrebte Systemstruktur des Teleoperationssystems FLEXMIN zur Integration der drei Konzepte zur Darstellung des haptischen Feedbacks ist in Abbildung 5.1 dargestellt. Die Analyse von Einzelaspekten der verwendeten Methoden, deren Kombination zu einem Gesamtsystem sowie der Entwurf und die Gestaltung sind Gegenstand der nachfolgenden Kapitel.

5.3 Bewertung des Lösungskonzeptes und weiteres Vorgehen

Die Basis der Bedieneinheit bildet eine kinematische Grundstruktur, welche dem Nutzer zur Interaktion zur Verfügung steht. Die Freiheitsgrade der zur Verfügung gestellten Grundstruktur entsprechen den räumlichen Freiheitsgraden des Manipulators des Single-Port-Roboters. Positionssensoren in der kinematischen Grundstruktur werden genutzt, um die Positionsvorgabe des Nutzers zu erfassen. Des Weiteren dient die kinematische Grundstruktur zur Übertragung und Darbietung *kinästhetischen haptischen Feedbacks*. Die zur Verfügung stehenden Freiheitsgrade werden so verteilt, dass die Möglichkeit besteht, bezüglich der Werkzeuginteraktion ein haptisch transparentes Teleoperationssystem zu erhalten und eine intuitive Steuerung der Endeffektoren zu ermöglichen.

Die kinematische Grundstruktur wird um Komponenten erweitert, die zur Steuerung der Freiheitsgrade des Endeffektors dienen. Diese beinhalten, wie die Grundstruktur, die Möglichkeit zur Darbietung von kinästhetischem haptischem Feedback.

Die Darbietung von kinästhetischem haptischem Feedback stellt den konventionellen Weg zur Darbietung haptischen Feedbacks dar. Es ist zu erwarten, dass die Darbietung dieses Feedbacks zu einer intuitiven Steuerung und zu intuitivem haptischem Feedback führen wird. Auf Grund

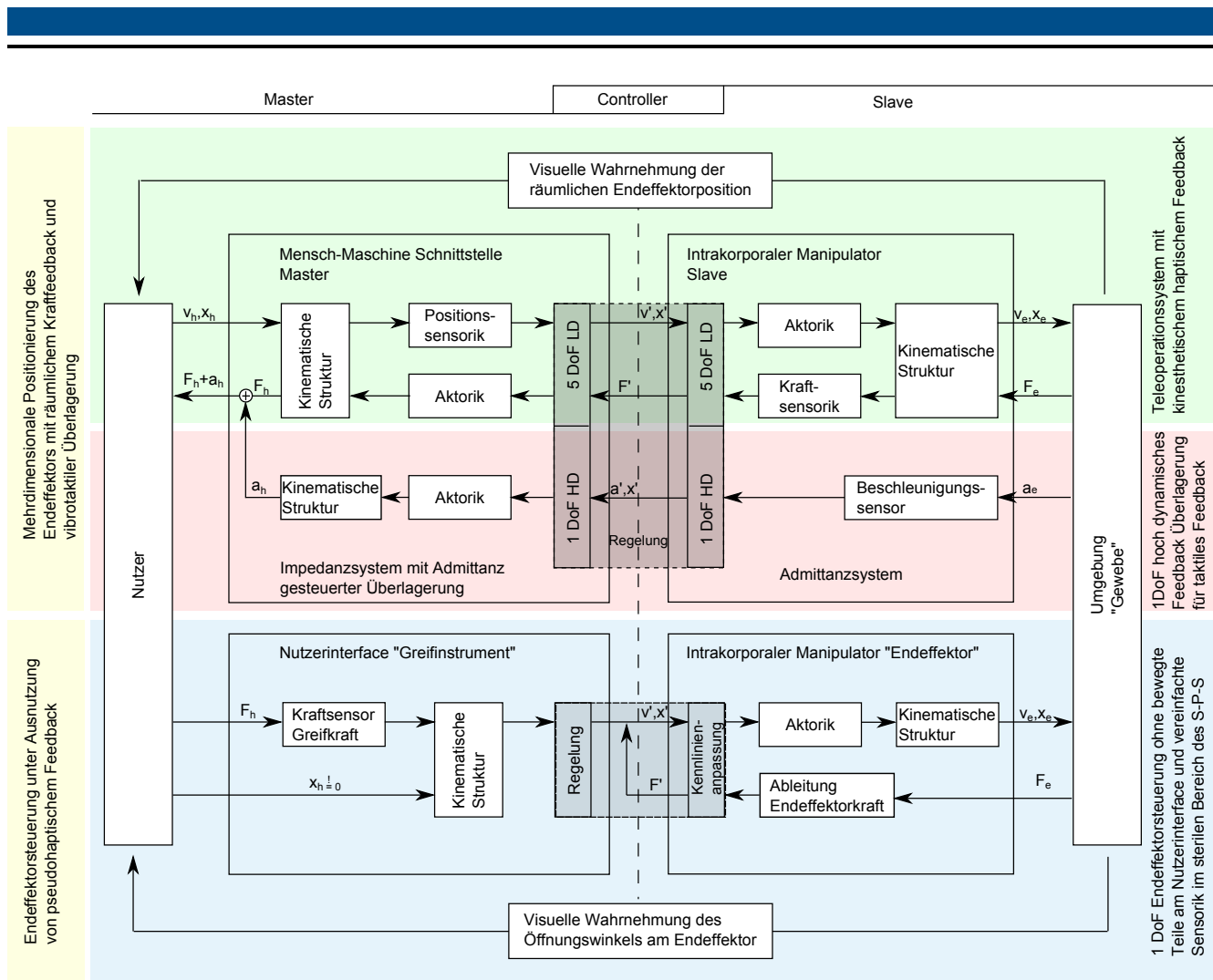


Abb. 5.1: Systemstruktur des Teleoperationssystems FLEXMIN zur Darstellung haptischen Feedbacks unter Einbeziehung der drei Konzepte „Kinästhetisches Feedback“, „Taktils Feedback“ und „Pseudo-haptisches Feedback“.

der sich durch die Struktur ergebenden großen Massen und der Nachgiebigkeit im Kraftwirkungspfad sind jedoch die Anforderungen an die Aktorik und die kinematischen Komponenten zur Darstellung des haptischen Feedbacks im kompletten Spektrum der haptischen Wahrnehmung sehr groß.

Auf Basis abgeleiteter Anforderungen wird eine Bedieneinheit entworfen und realisiert, welche in allen Freiheitsgraden zur Darbietung haptischen Feedbacks geeignet ist. Die realisierten Komponenten werden verifiziert und in praktischen Versuchen validiert.

Als Alternative zur Darstellung von kinästhetischem Feedback im Freiheitsgrad Greifen wird die Möglichkeit untersucht, dies durch *pseudo-haptisches Feedback* zu ersetzen. Zur Darstellung pseudo-haptischen Feedbacks macht man sich eine bewusst erzeugte Inkongruenz zwischen visuellen und haptischen Reizen zu Nutze, um einen haptischen Eindruck zu erzeugen. Pseudo-haptisches Feedback ist aus Anwendungen in virtueller Realität bekannt. Zur Darbietung pseudo-haptischen Feedbacks ist im Nutzerinterface kein aktiver Freiheitsgrad notwendig. Bei der durchgeführten Recherche konnten keine Hinweise auf die Nutzung des pseudo-haptischen Effekts in Teleoperationsanwendungen gefunden werden. Forschungsbedarf besteht hinsichtlich

der Untersuchung des pseudo-haptischen Effektes auf seine Nutzbarkeit in haptischer Teleoperation. Hierzu werden grundlegende Mechanismen zur Darstellung pseudo-haptischen Feedbacks in der Teleoperation abgeleitet, Versuchsreihen zur Absicherung der Eigenschaften durchgeführt und Konzepte zur Überführung der Erkenntnisse in das medizinische Teleoperationssystem FLEXMIN ausgearbeitet. Verfolgtes Ziel beim Einsatz pseudo-haptischen Feedbacks in einem der fünf zur Verfügung stehenden Freiheitsgrade ist die Reduzierung von Anforderungen an kinematische Mechanismen und Aktoren des Gesamtsystems, welche sich automatisch aus der im Vergleich zu kinästhetischen Nutzerinterfaces reduzierten bewegten Massen ergibt.

Die Darstellung von *taktilen Feedback*, basierend auf Beschleunigungsmessungen am Endeffektor, wird in Forschungsarbeiten bereits erfolgreich umgesetzt. Forschungsbedarf besteht hinsichtlich der Mischung von kinästhetischem und taktilen haptischen Feedback, um die komplette Bandbreite der haptischen Wahrnehmung ausnutzen zu können. Die Erweiterung durch taktilen Feedback soll auch genutzt werden, um die Leistungsfähigkeit pseudo-haptischen Feedbacks zu erweitern. Während pseudo-haptisches Feedback nur eine Wahrnehmung quasistatischer haptischer Reize ermöglicht, kann die Erweiterung durch taktilen Feedback die Wahrnehmungsfähigkeit in dem betreffenden Freiheitsgrad möglicherweise steigern. Außerdem stellt sich die Frage, ob durch die Substitution einzelner Freiheitsgrade durch taktilen Feedback und durch die günstige Anordnung der Aktoren zur Erzeugung des taktilen Feedbacks die Anforderungen an kinematische Strukturen und Antriebe zur Darstellung des kinästhetischen Feedbacks reduziert werden können.

Zur Darbietung haptischen Feedbacks selektiv für die gegebenen Bewegungsfreiheitsgrade des Manipulators ist die Untersuchung und Implementierung von Sensorsystemen zur Messung von Werkzeuginteraktionen unerlässlich. Die Analyse von Sensorkonzepten zur Integration in den Manipulator sind daher ebenfalls Forschungsgegenstand dieser Arbeit.



6 Entwurf und Gestaltung der haptischen Bedieneinheit für das chirurgische Teleoperationssystem FLEXMIN

Die Entwicklung der haptischen Bedieneinheit umfasst den Entwurf, die Gestaltung sowie die Ausarbeitung des Chirurgenarbeitsplatzes zur Steuerung des Single-Port-Roboters. Es wird definiert, in welcher Art der Chirurg mit einer haptischen Schnittstelle der Bedieneinheit interagiert, um ihm eine möglichst intuitive Arbeitsweise zu ermöglichen. Zu diesem Zweck wird zunächst eine kinematische Grundstruktur der Bedieneinheit abgeleitet.

Ausgehend davon wird diese Grundstruktur zur Darstellung des haptischen Feedbacks um aktive kinematische Mechanismen erweitert. Zum Entwurf der aktiven kinematischen Komponenten als haptische Bedieneinheit werden spezifische Entwurfskriterien abgeleitet und der Entwicklung zu Grunde gelegt.

6.1 Randbedingungen und Definition der kinematischen Grundstruktur der Bedieneinheit

Die Bedieneinheit des Teleoperationssystems wird speziell zur Steuerung des Single-Port-Roboters entwickelt. Hierzu ist die Analyse der kinematischen Struktur des Manipulators sowie dessen Freiheitsgrade notwendig. Die vereinfachte Darstellung der kinematischen Struktur des in Abbildung 4.7, b) vorgestellten Manipulators ist in Abbildung 6.1, a) angegeben.

Zur Positionierung des Endeffektors im Raum bietet der Manipulator vier Freiheitsgrade, welche sich durch seine Anlehnung an die Freiheitsgrade der Endoskopie (vgl. Abbildung 4.4) ergeben. Der Endeffektor ist immer in Richtung der kinematischen Hauptkette orientiert. Aus den linear gelagerten Schubstreben zum Antrieb des Manipulators ergeben sich Zwangsbedingungen der Beweglichkeit des Endeffektors. Eine Parallelverschiebung des Endeffektors, beziehungsweise der kinematischen Hauptkette in x und y , ist nicht möglich. Entsprechend der Vorgabe der Orientierung des Endeffektors ist dieser nur um seine eigene Achse rotierbar.

Zur Steuerung des Manipulators muss die Anzahl der zur Verfügung stehenden Freiheitsgrade an der Bedieneinheit mit den Freiheitsgraden des Manipulators übereinstimmen. Der kinematische Mechanismus der Eingabeeinheit muss somit drei räumliche Freiheitsgrade sowie eine Rotation zulassen. Ein Freiheitsgrad zur Steuerung des Greifers wird vorgesehen. Sonstige Freiheitsgrade sind durch die Struktur der Bedieneinheit zu unterdrücken.

Um eine intuitive Abbildung der sich aus dem Manipulator ergebenden Restriktionen an der Bedieneinheit zur Verfügung zu stellen, wird die kinematische Hauptkette des Manipulators nachgebildet. Die abgeleitete Struktur der Bedieneinheit ist in Abbildung 6.1, b) dargestellt. Diese besteht aus einem passiven linear geführten Element, an das, analog zum Manipulator,

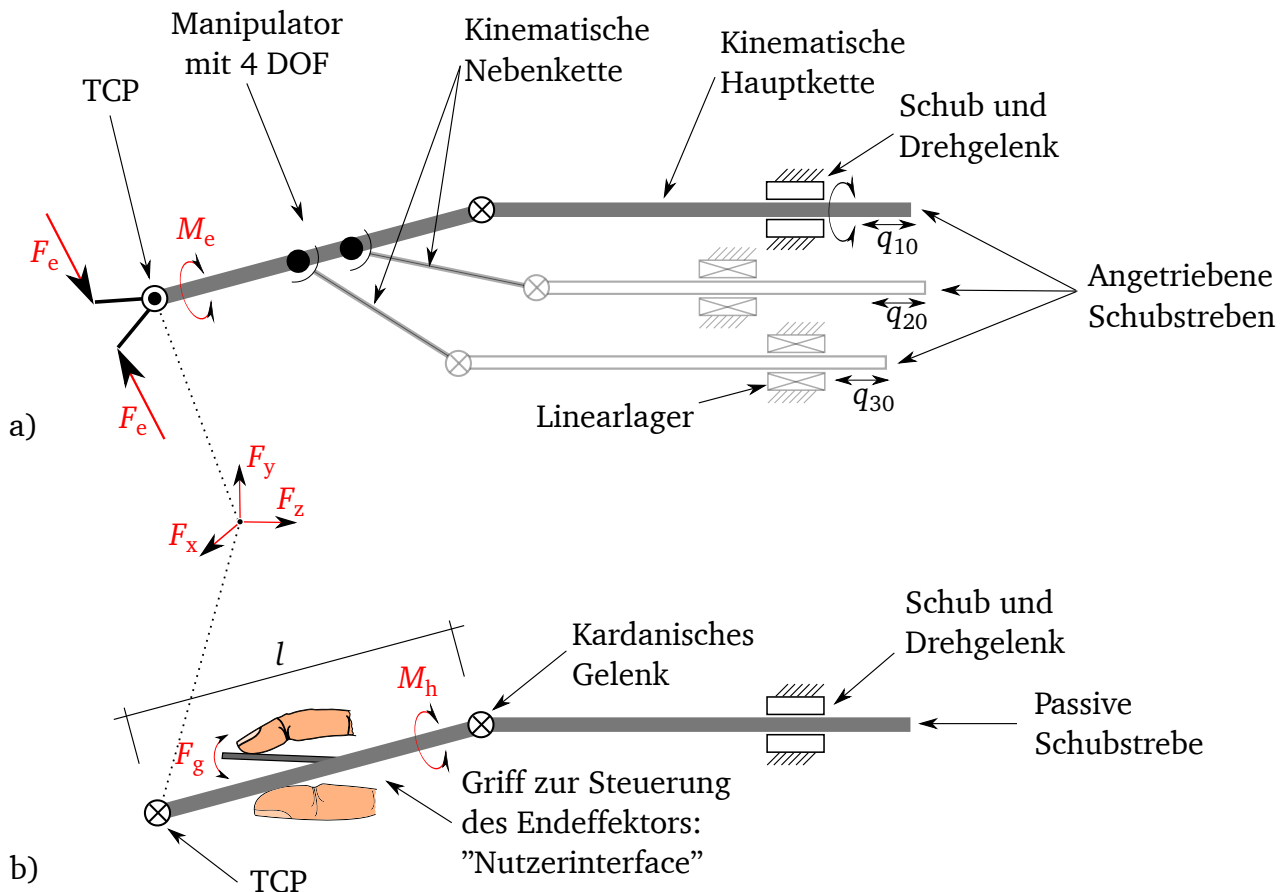


Abb. 6.1: Ableitung der kinematischen Struktur der Bedieneinheit aus der kinematischen Struktur des Single-Port-Roboters.
a) Kinematische Struktur des Manipulators des Single-Port-Roboters. b) Abgeleitete kinematische Struktur der Bedieneinheit.

über ein Kardangelen das abwinkelbare Glied der kinematischen Hauptkette angebracht ist. Der Angriffspunkt des Nutzers liegt auf dem letzten Element der kinematischen Kette, welches er durch seine Bewegung direkt steuert. Das Element, mit dem der Nutzer direkt interagiert, wird im Folgenden als Nutzerinterface bezeichnet. Das Nutzerinterface umfasst die Freiheitsgrade zur Steuerung des Öffnungswinkel des Endeffektors und der Rotation des Endeffektors um die Werkzeugachse.

Als haptisches Feedback werden an der Bedieneinheit die Schnittkräfte bezüglich des TCPs des Manipulators dargestellt. Zusätzlich werden dem Nutzer das Drehmoment um die Achse des Endeffektors sowie die Greifkräfte des Endeffektors am Nutzerinterface haptisch dargeboten. Die Art des dargestellten haptischen Feedbacks entspricht damit dem, was Ärzte von ihrer Arbeit mit Pinzette und Skalpell in der offenen Chirurgie gewohnt sind. Bei der Arbeit mit Pinzette und Skalpell fühlt der Nutzer am Angriffspunkt seiner Finger am Werkzeug ebenfalls nur Schnittkräfte bezüglich der Interaktion der Werkzeugspitze.

Um das räumliche haptische Feedback darzustellen, werden kinematische Mechanismen entwickelt, die haptisches Feedback am TCP der Bedieneinheit in den drei kartesischen Freiheitsgraden einleiten. Es werden drei Varianten haptischer Nutzerinterfaces zur Steuerung des Endeffektors

und der Rotation sowie zur Darstellung des haptischen Feedbacks in diesen Freiheitsgraden entwickelt. Die entwickelten Nutzerinterfaces unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Handhabung sowie der Darstellungsart des haptischen Feedbacks.

6.2 Anforderungen an die Bedieneinheit

Die Anforderungen an die Bedieneinheit ergeben sich hinsichtlich ihrer Eigenschaft als Eingabegerät zur Steuerung und als Ausgabegerät zur Darstellung des haptischen Feedbacks.

Zur intuitiven Steuerung des Endeffektors bildet die kinematische Struktur der Bedieneinheit den Mechanismus des Manipulators des Single-Port-Systems ab. Dabei liegt ein Augenmerk auf der getreuen Abbildung der Gelenkwinkel des Manipulators, um die intuitive Zuordnung der Handgelenkstellung des Nutzers zu der Werkzeugposition zu erhalten.

Im Rahmen des Projektes wird zur Erhöhung der Präzision der Manipulation am Endeffektor eine Übersetzung der Handbewegungen des Nutzers um den Faktor zwei bis drei angestrebt. Der Arbeitsraum des TCP der Bedieneinheit muss somit mindestens zwei bis drei mal so groß sein, wie der Arbeitsraum des TCP des Manipulators des Single-Port-Instrumentes. Aus den Bedingungen zur Winkeltreue und dem Arbeitsraum ergibt sich die Länge des zur Verfügung zu stellenden Nutzerinterfaces. Da aufgrund der parallelen Entwicklung des Single-Port-Roboters zum Zeitpunkt der Anforderungsermittlung die exakte Geometrie des Manipulators nicht zur Verfügung stand, werden die Abmessungen der Arbeitsräume unter Berücksichtigung physiologischer Rahmenbedingungen (siehe Abbildung 2.4) festgelegt.

Um dem Nutzer eine entspannte Arbeitsweise mit geöffneter Körperhaltung zu ermöglichen, sollen die TCPs der Bedieneinheiten zur Steuerung des linken und rechten Manipulators einen Abstand von 50 cm aufweisen. Dies entspricht der durchschnittlichen Schulterbreite eines ausgewachsenen Mannes [131].

Haptisches Feedback soll in den kartesischen Koordinaten mit Kräften von bis zu 15 N möglich sein. Damit wird eine Verstärkung der mit 5 N angenommenen Endeffektorinteraktionskräfte um den Faktor drei vorgesehen. Greifkräfte sollen mit Werten von bis zu 6 N und Drehmomente mit bis zu 200 mNm darstellbar sein. Alle haptischen Komponenten dieser Arbeit werden impedanzgesteuert betrieben (vgl. Abschnitt 2.3.1).

Die wichtigsten Anforderungen an die Bedieneinheit sind in Tabelle 6.1 zusammengefasst.

6.3 Entwurf der kinematischen Mechanismen zur Darstellung des räumlichen haptischen Feedbacks

Aus den in Abschnitt 2.5 abgeleiteten allgemeinen Entwurfszielen für haptische Systeme ergibt sich, dass der Einsatz parallelkinematischer Mechanismen in haptischen Systemen vorteilhaft ist. Durch die parallele Struktur kann eine hohe Steifigkeit bei geringen bewegten Massen erzielt werden, was sich positiv auf die Dynamik der haptisch darzustellenden Signale auswirkt. Aus diesem Grund wird zur Darstellung des räumlichen haptischen Feedbacks am TCP der Bedieneinheit ein parallelkinematischer Mechanismus eingesetzt.

Tab. 6.1: Zusammenfassung der Anforderungen an die haptische Bedieneinheit.

Bezeichnung	Wert
Arbeitsraum kartesisch (Breite, Höhe, Länge)	$200 \cdot 200 \cdot 150 \text{ mm}^3$
Kraftausgabe kartesisch, in alle Raumrichtungen	bis zu 15 N
Kondition	$1/\kappa_{\min} > 0,5$
Länge des Nutzerinterfaces l	160 mm ... 180 mm
Kraftausgabe Greifen	bis zu 6 N
Ausgabe Drehmoment	bis zu 200 mNm
Schulterbreite der TCPs	$\leq 500 \text{ mm}$
Frequenzbereich	DC–100 Hz ... 1 kHz
Beschleunigungswerte im taktilen Bereich	0 ... 15 m/s ²
Ziele konstruktiver Umsetzung	Minimierung von Spiel und Masse

6.3.1 Kriterien zum Entwurf parallelkinematischer Mechanismen

Neben der Minimierung der bewegten Massen und Maximierung der Steifigkeit eines Mechanismus ist sein Übertragungsverhalten entscheidend. Die Güte des Übertragungsverhaltens lässt sich durch die Isotropie eines parallelkinematischen Mechanismus beschreiben [132]. Die *Isotropie* eines parallelkinematischen Mechanismus ist durch die *Konditionszahl* einer Kinematik in einem Raumpunkt, sowie durch die *globale Kondition* für den gesamten Arbeitsraum eines Mechanismus bestimmt.

Sowohl die Konditionszahl als auch die globale Kondition lassen sich aus den *Singularwerten* σ_i der Jakobimatrix des Mechanismus ableiten. Die Singularwerte σ_i sind als die Wurzel der Eigenwerte der Matrix $\mathbf{J}^T \mathbf{J}$

$$\sigma_i(\mathbf{J}) = \sqrt{\lambda_i(\mathbf{J}^T \mathbf{J})} \quad (6.1)$$

definiert und ein Maß für die Verzerrung, die die Eingangs- und Ausgangskoordinaten eines parallelkinematischen Mechanismus erfahren [132]. Die anschauliche Darstellung der Verzerrung bei der Übertragung eines Vektors über einen parallelkinematischen Mechanismus zeigt Abbildung 6.2. Der größte sich ergebende Singularwert beschreibt die maximale Verstärkung, welche ein Vektor bei der Übertragung durch einen Mechanismus erfährt. Im Gegensatz dazu gibt der kleinste Singularwert die minimale Verstärkung bei der Übertragung an. Sind der minimale und maximale Singularwert identisch, spricht man von isotropem Übertragungsverhalten. Unterscheiden sich die Werte stark, ist das Übertragungsverhalten des Mechanismus richtungs- und positionsabhängig und nur noch eine eingeschränkte Übertragung möglich. Als *Konditionszahl* bezeichnet man das Verhältnis aus dem größten und kleinsten Singularwert:

$$\kappa = \frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{\min}} \quad (6.2)$$

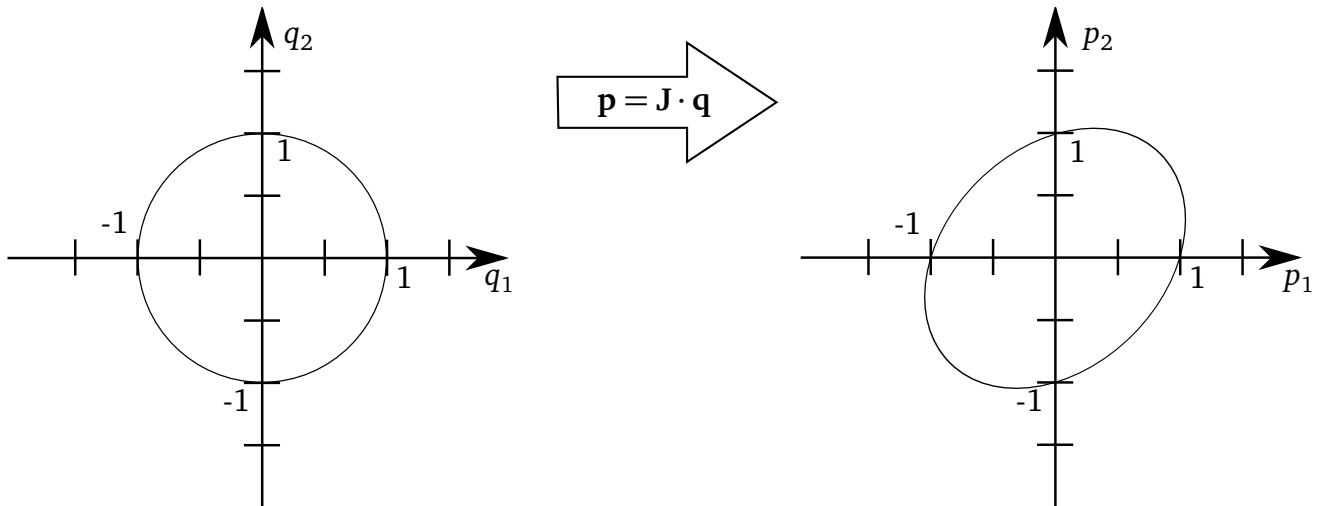


Abb. 6.2: Anschauliche Darstellung der linearen Abbildung eines Vektors und dessen exemplarische Verzerrung durch einen parallelkinemastischen Mechanismus.

Für die praktische Anwendung nutzt man als Kondition meist deren Kehrwert $1/\kappa$, welcher Werte zwischen 0 und 1 annehmen kann.

Nimmt $1/\kappa$ den Wert 1 an, so liegt isotropes Übertragungsverhalten im betrachteten Raumpunkt vor. Für $1/\kappa = 0$ ist in dem betrachteten Punkt keine Übertragung mehr möglich. In diesem Fall spricht man von einer *Singularität* des kinematischen Mechanismus.

Singuläre Stellungen eines kinematischen Mechanismus resultieren im Verlust der Steuerbarkeit einzelner Freiheitsgrade bis dahin, dass keine Übertragung mehr möglich ist. Singularitäten eines Mechanismus treten an Punkten des Arbeitsraumes auf, an denen die Determinante der Jakobimatrix $\det(\mathbf{J}) = 0$ bzw. $\det(\mathbf{J}^{-1}) = 0$ wird [40, 133].

Man unterscheidet dabei zwischen *Endeffektorsingularitäten* und *Aktorsingularitäten*, deren Ausprägungen in Abbildung 6.3 dargestellt sind. Endeffektorsingularitäten äußern sich durch $\det(\mathbf{J}) = 0$, wobei nur noch eine beschränkte Übersetzung der Antriebskoordinaten auf den TCP möglich ist. Aktorsingularitäten äußern sich durch $\det(\mathbf{J}^{-1}) = 0$, wobei dabei keine eindeutige Bewegung des TCP mehr möglich ist.

Während die Konditionszahl auf je einen Punkt im Arbeitsraum beschränkt ist, lässt sich bezogen auf den gesamten Arbeitsraum einer Kinematik die *globale Kondition* ν einführen. Dabei wird entsprechend

$$\nu = \frac{\int_w \frac{1}{\kappa} dW}{\int_w dW} \quad (6.3)$$

der Mittelwert der Konditionszahlen im Arbeitsraum gebildet [132, 134].

Für den Entwurf des parallelkinematischen Mechanismus lassen sich aus den gefundenen Kriterien Ziele ableiten [135]. Diese sind in Tabelle 6.2 zusammengefasst.

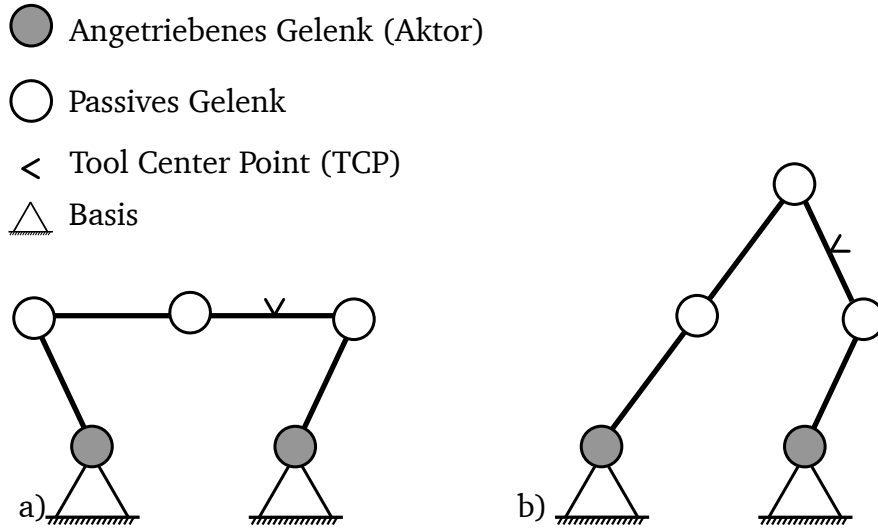


Abb. 6.3: Mögliche singuläre Stellungen parallelkinematischer Mechanismen:
a) Aktorsingularität, b) Endeffektorsingularität

Tab. 6.2: Entwurfsziele parallelkinematischer Mechanismen für den Einsatz als haptisches System [40, 41, 135].

Bezeichnung	Entwurfsziel
Bewegte Masse	$m \rightarrow \min$
Kraftübersetzungsverhältnis	$\sigma_{\min}(J) \rightarrow \max$
Keine Singularitäten im Arbeitsraum	$\sigma_{\min}(J) \rightarrow \max$
Hohe Steifigkeit	$\sigma_{\min}(J) \rightarrow \max$
Geschwindigkeitsübersetzung	$\sigma_{\max}(J) \rightarrow \min$
Kondition	$1/\kappa \rightarrow \max$
Globale Kondition	$\nu \rightarrow \max$

6.3.2 Grundlagen deltakinematischer Mechanismen

Wegen seiner guten Nutzbarkeit für haptische Anwendungen wählen bereits SEBASTIAN KASSNER in seiner Dissertation [41], sowie u.a. [122, 136, 137], einen *deltakinematischen Mechanismus* für ihre haptischen Systeme aus. Der von CLAVEL eingeführte deltakinematische Mechanismus stellt eine Spezialform eines parallelkinematischen Mechanismus dar [134, 138], der drei rotatorische Eingangskoordinaten in drei translatorische Ausgangskoordinaten umsetzt.

Der Mechanismus zeichnet sich durch drei identische kinematische Ketten aus, welche im Winkel von je $\Phi = 120^\circ$ zueinander angeordnet sind. Jede der kinematischen Ketten weist in ihrer Basis ein rotatorisches Gelenk auf, welches durch gestellfeste Aktoren angetrieben wird. Alle weiteren Gelenke sind als Universalgelenke ausgeführt. Entsprechend der Anordnung der Gelenke bezeichnet man diesen kinematischen Mechanismus als RUU-Struktur. Die kinematische Struktur ist in Abbildung 6.4 dargestellt. Charakterisiert ist der deltakinematische Mechanismus durch die Durchmesser seiner Basis r_{basis} sowie seines TCP r_{TCP} . Außerdem werden die Länge der Antriebsstreben a und Abtriebsstreben b benötigt.

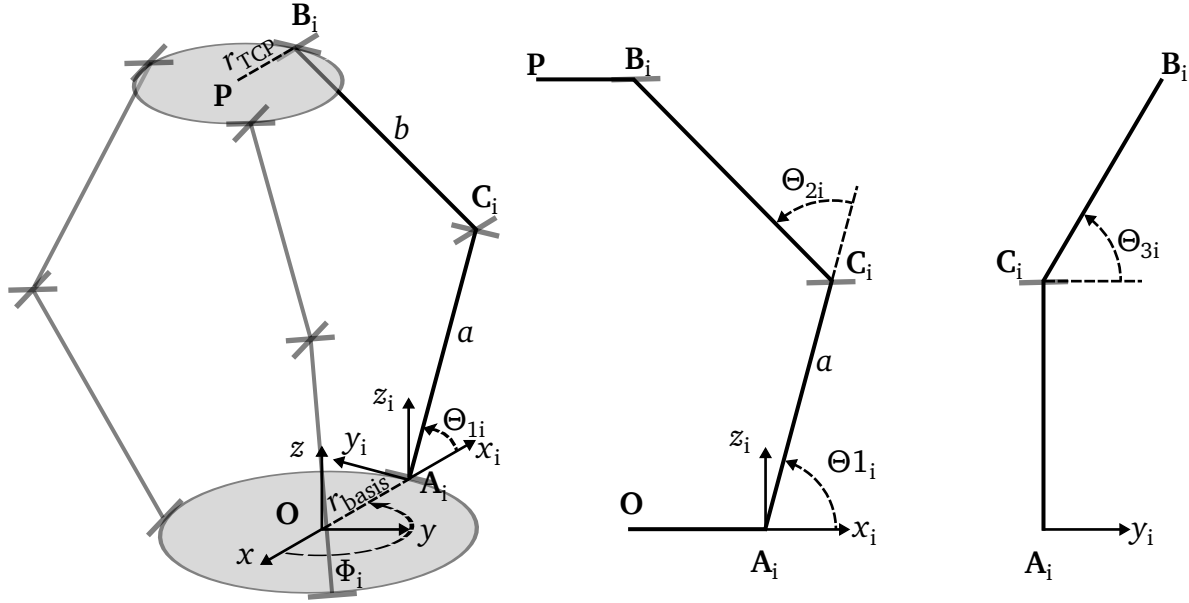


Abb. 6.4: Kinematische Struktur des deltakinematischen Mechanismus nach [139, 140].

Der Mechanismus lässt sich durch seine Jakobimatrix beschreiben und ergibt sich nach [139] zu

$$\mathbf{J}^{-1} = \begin{pmatrix} j_{11} & j_{12} & j_{13} \\ j_{21} & j_{22} & j_{23} \\ j_{31} & j_{32} & j_{33} \end{pmatrix} \quad (6.4)$$

mit den einzelnen Matrixelementen

$$j_{i1} = \frac{\cos(\Theta_{1i} + \Theta_{2i}) \sin \Theta_{3i} \cos(\Phi_i) - \cos \Theta_{3i} \sin(\Phi_i)}{a \sin \Theta_{2i} \sin \Theta_{3i}}, \quad (6.5)$$

$$j_{i2} = \frac{\cos(\Theta_{1i} + \Theta_{2i}) \sin \Theta_{3i} \sin(\Phi_i) + \cos \Theta_{3i} \cos(\Phi_i)}{a \sin \Theta_{2i} \sin \Theta_{3i}}, \quad (6.6)$$

$$j_{i3} = \frac{\sin(\Theta_{1i} + \Theta_{2i})}{a \sin \Theta_{2i}}. \quad (6.7)$$

Eine ausführliche Herleitung der Vorwärts- und Rückwärtskinematik des deltakinematischen Mechanismus sowie der dargestellten Jakobimatrix wird in [41, 133, 139] angegeben.

Die kinematische Struktur übersetzt die an der Basis wirkenden Momente der drei rotatorisch wirkenden Antriebe in rein translatorische Bewegungen des TCP mit drei Freiheitsgraden. Die drei translatorischen Bewegungen, bzw. wirkenden Kräfte werden als haptisches Feedback in der Bedieneinheit dargestellt.

Die Position des TCP ist auf die Winkelstellung der Antriebe in den Rotationsgelenken der Basis

rückführbar. Zur Steuerung des Manipulators werden daher die Sensorsignale der Winkencoder der Aktoren des deltakinematischen Mechanismus verwendet.

6.3.3 Umsetzung des kinematischen Mechanismus: DELTA 120

Entsprechend der in Abschnitt 6.3.1 eingeführten Entwurfskriterien führen [133, 139] eine Optimierung des deltakinematischen Mechanismus durch und ermitteln in Bezug auf die *Isotropie* des Mechanismus optimale Verhältnisse für die Strebenlängen a und b , sowie der Radien der Basis r_{basis} und TCP-Plattformen r_{TCP} . Die ermittelten Entwurfparameter stellen zunächst undimensionierte Verhältnisse der geometrischen Beziehungen dar. Die undimensionierten Parameter sind in Tabelle 6.3 dargestellt.

Tab. 6.3: Geometrieverhältnisse des entwickelten deltakinematischen Mechanismus.

Undimensionierte Geometrieverhältnisse zur Maximierung der Isotropie der deltakinematischen Struktur nach [133, 139] und im Entwurfsprozess abgeleitete dimensionierten Abmessungen des Mechanismus.

Geometrischer Parameter	Variable	undimensioniert	dimensioniert
Antriebsstrebenlänge	a	0,44	197,1 mm
Abtriebsstrebenlänge	b	0,56	243,5 mm
Verhältnis der Plattformradien	$\frac{r_{\text{Basis}}}{r_{\text{TCP}}}$	1	1
Plattformgrößen	$r_{\text{Basis}} = r_{\text{TCP}}$	beliebig	50 mm
Versatz der Führungsketten	Φ_1, Φ_2, Φ_3	$0^\circ, 120^\circ, 240^\circ$	$0^\circ, 120^\circ, 240^\circ$
Arbeitsraum	l, b, h		$150 \cdot 200 \cdot 200 \text{ mm}^3$
Äußere Abmessungen	l, b, h		$500 \cdot 500 \cdot 500 \text{ mm}^3$
Kondition im Nutzarbeitsraum	$1/\kappa$		$>0,5$
Globale Kondition	ν	0,265	0,265

Die Dimensionierung des Mechanismus für seinen Einsatz als angepasste Bedieneinheit findet basierend auf den in Abschnitt 6.2 und 6.3.1 abgeleiteten Anforderungen statt [140]. Dabei findet eine Abwägung zwischen maximal zur Verfügung stehendem Bauraum, dem gewünschten Arbeitsbereich des TCP sowie der zu erreichenden minimalen Kondition im Arbeitsraum statt. Die dimensionierten Parameter sind ebenfalls in Tabelle 6.3 dargestellt.

Unter Betracht des geforderten Kraftwertes für das haptische Feedback von 15 N in jedem Raumpunkt und jeder Richtung, sowie dem Wunsch, eine Gewichtskraftkompensation des Mechanismus durchführen zu können, ergeben sich die notwendigen Drehmomente an den Antriebsstreben zu 4,24 Nm. Aufgrund ihrer Eigenschaft als Kraftquelle kommen in dem impedanzgesteuerten System elektrodynamische Aktoren zum Einsatz. Diese werden gestellfest an der Basis des deltakinematischen Mechanismus angebracht. Zur Übertragung der Aktormomente auf die Antriebsstrebe werden Seilzuggetriebe eingesetzt, welche eine spielfreie und reibungsarme Übersetzung der Drehmomente ermöglichen.

Aufgrund seines quadratischen Einflusses auf die Übersetzung des Massenträgheitsmomentes wird für haptische Anwendungen ein maximales Getriebeübersetzungsverhältnis von 20:1 empfohlen [7]. Ausgehend von diesem Übersetzungsverhältnis wird ein Aktor mit einem Drehmoment von 212 mNm benötigt. Aus den betrachteten Aktoren in Tabelle 6.4 wird der Aktor 4490 024 BS der Firma *Fritz Faulhaber GmbH* (Schönaich, Deutschland) ausgewählt, welcher ein thermisch zulässiges Dauerdrehmoment von 214,2 mNm aufweist [140].

Tab. 6.4: Kennwerte Bürstenloser DC Motoren.

Hersteller	Bezeichnung	Thermisch zul. Dauermo- ment	Anhalte- moment	Rotorträg- heitsmoment	Motorin- duktivität
Faulhaber	4490 024 BS	214,2 mNm	1523 mNm	130 gcm²	219 µH
Faulhaber	4490 024 B	191,8 mNm	2406 mNm	130 gcm ²	76 µH
Faulhaber	3286 024 BX4	54/97 mNm	718 mNm	60 gcm ²	110 µH
Maxon	136207 EC 45	331 mNm	2540 mNm	209 gcm ²	170 µH
Maxon	136198 EC 45	183 mNm	952 mNm	119 gcm ²	275 µH
Maxon	393023 EC 40	165 mNm	2660 mNm	53,8 gcm ²	84 µH

Die Steifigkeitsanalyse des deltakinematischen Mechanismus zeigt, dass die Biegesteifigkeit der Antriebsstreben für Belastungen in z-Richtung den größten Einfluss auf die Steifigkeit hat [141]. Die Steifigkeit in die Richtungen x und y sind maßgeblich durch die Torsionssteifigkeit der Antriebsstreben bestimmt. Abtriebsstreben werden maßgeblich auf Zug und Druck belastet und haben damit nur einen vernachlässigbaren Einfluss auf die Steifigkeit des gesamten Mechanismus. Aus diesem Grund werden die Abtriebsstreben aus einem dünnwandigen Rohr aufgebaut. Die Antriebsstreben werden zur Erhöhung des Flächenträgheitsmoments aus massiven Alu-Streben gefertigt. Aus der Auslegung der Antriebsstreben ergibt sich damit die Steifigkeit des Mechanismus zu ca. 22 N/mm. Zur Spielreduzierung im Mechanismus sind alle verwendeten Lager zur gegenseitigen Verspannung doppelt ausgeführt.

Zur Messung der Position des TCP werden in die Aktoren integrierte Encoder eingesetzt. Mit den gewählten Encodern IE3-1024 L der Firma Faulhaber ist, unter Annahme des ungünstigsten Übersetzungsverhältnisses des kinematischen Mechanismus, eine Positionsauflösung des TCP bis zu 21 µm möglich.

Die umgesetzte Kinematik zur Darstellung des räumlichen haptischen Feedbacks ist in Abbildung 6.5 dargestellt. Die Ankopplung des Nutzerinterfaces an den deltakinematischen Mechanismus wird über ein kardanisches Gelenk im TCP vorgenommen. Das Gelenk ist für Winkel von bis zu 45° ausgelegt und in Abbildung 6.5, c) dargestellt.

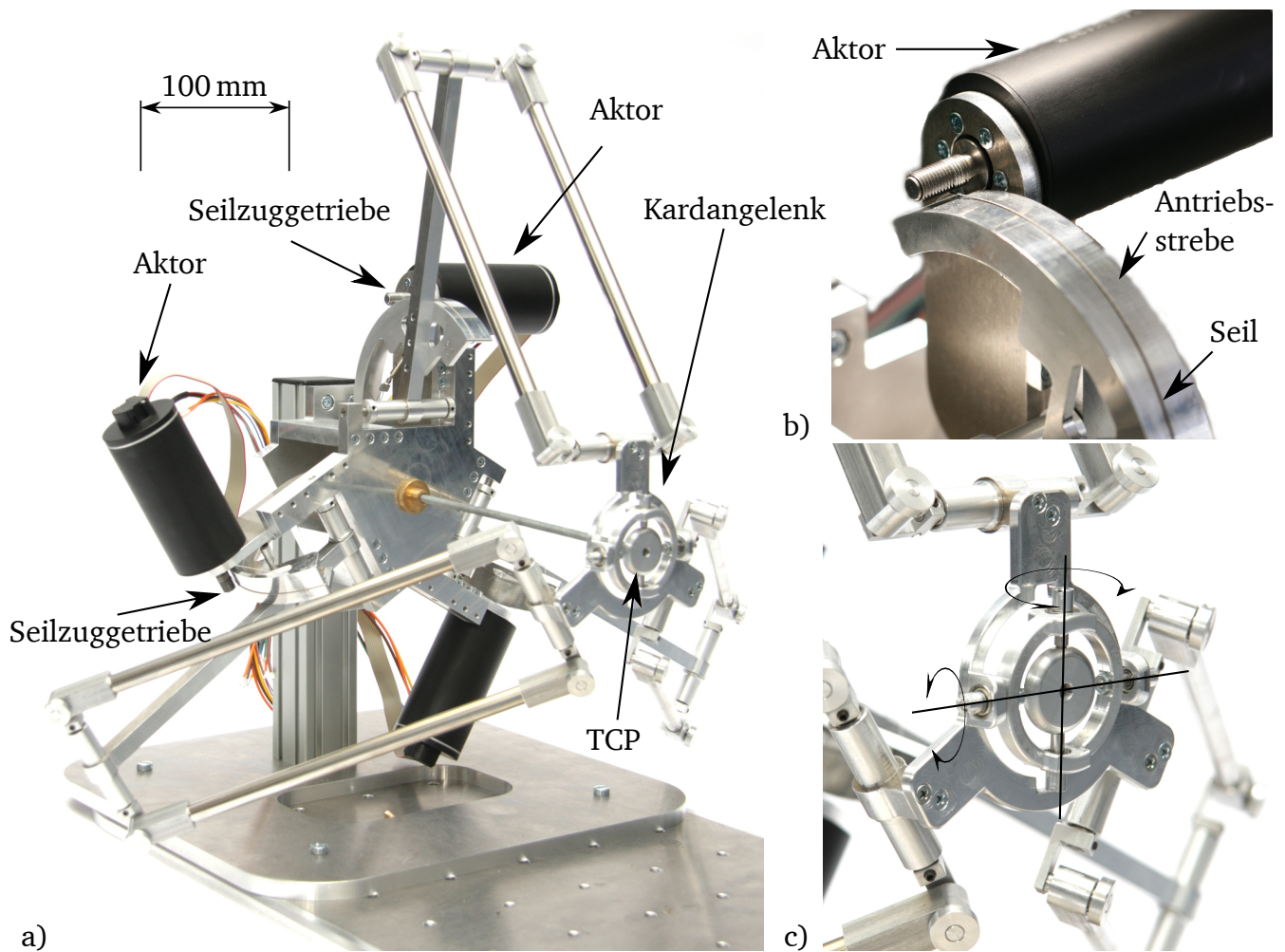


Abb. 6.5: Umgesetzter deltakinematischer Mechanismus *Delta 120* zur Darstellung von räumlichem Feedback.

a) Gesamtaufbau des deltakinematischen Mechanismus. b) Seilzuggetriebe zur Momentenübertragung vom Aktor auf die Antriebsstrebe. c) Kardanisches Gelenk als TCP zur Ankopplung von Nutzerinterfaces.

6.3.4 Konzeption des kinematischen Mechanismus: DELTA 90

Da der Single-Port-Roboter zwei zu steuernde Manipulatoren aufweist, ist die Entwicklung eines weiteren, zweiten kinematischen Mechanismus nötig.

Labortests mit dem bereits einseitig funktionsfähigen Teleoperationssystem führen zur Präzisierung von Anforderungen an das zweite zu entwickelnde Bedienelement. Während dem Entwurf des deltakinematischen Mechanismus nach Abschnitt 6.3.3 die Annahme zu Grunde liegt, bei der Arbeit mit offener Körperhaltung parallel arbeiten zu können, soll der im Folgenden dargestellte deltakinematische Mechanismus die triangulierende Arbeit beider Hände ermöglichen, indem sich die TCPs der beiden Bedieneinheiten berühren können. Diese Variation ermöglicht zukünftige Untersuchungen hinsichtlich der Taskperformance und Ergonomie unter Variation des Abstandes der Hände voneinander.

Die Situation der Arbeitsräume für Strukturen mit variiertem Winkel zwischen den kinemati-

schen Ketten der parallelkinematischen Mechanismen ist in Abbildung 6.6 dargestellt. Im Rahmen des Projektes FLEXMIN wird die in Abbildung 6.6, b) dargestellte Kombination zur Verfügung gestellt.

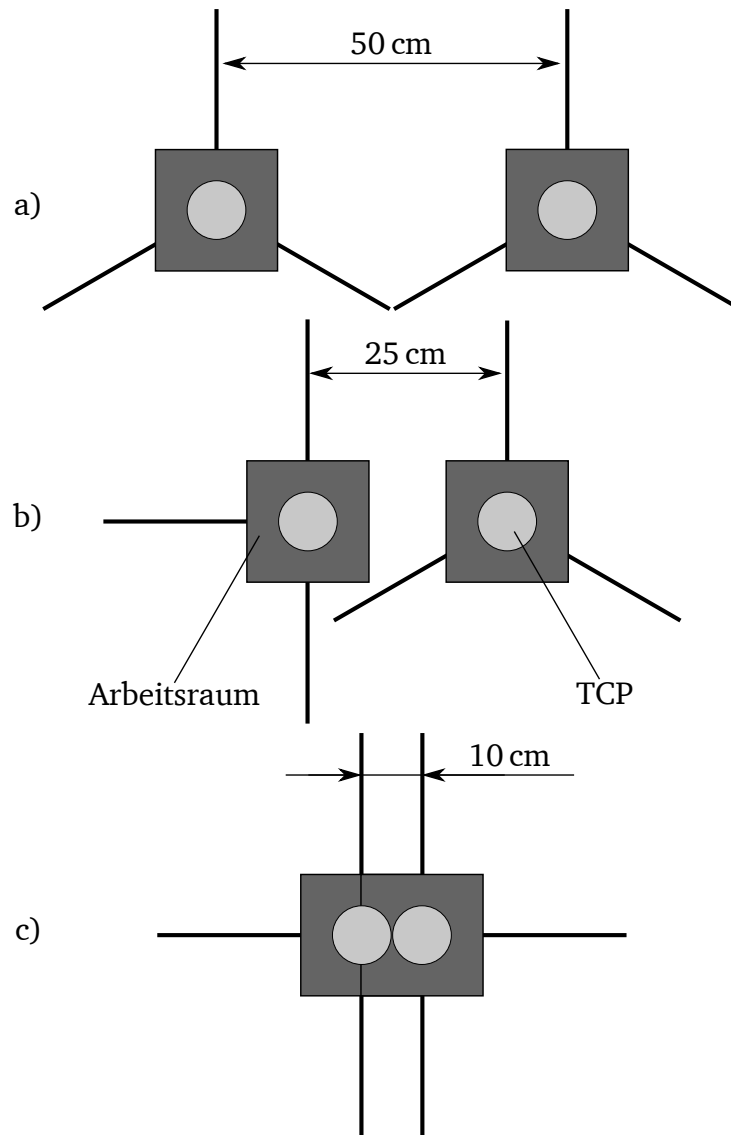


Abb. 6.6: Einfluss der räumlichen Verteilung der Antriebsstreben auf die Lage des Arbeitsraums in der Bedieneinheit.

a) Bedieneinheiten für die linke und rechte Seite jeweils als identische deltakinematische Struktur mit einem Winkelversatz der kinematischen Ketten von 120° zueinander ausgeführt. b) Annäherung der Arbeitsräume der beiden Bedieneinheiten durch Anordnung der kinematischen Ketten der linken Bedieneinheit im Winkel von 90° zueinander. c) Ausführung beider kinematischer Strukturen mit einem Winkelversatz von 90° zwischen den kinematischen Ketten führt zu einer Überlappung der Arbeitsräume unter Ausschluss von Kollisionen zwischen kinematischen Komponenten der beiden Strukturen.

6.3.5 Ableitung der geometrischen Parameter für das DELTA 90

Zur Auslegung der geometrischen Parameter wird die Optimierung der variierbaren Parameter zunächst undimensioniert durchgeführt. Zu den variierbaren Parametern zählen die Länge der Antriebsstrebe a , die Abtriebsstrebe b , sowie das Verhältnis der Radien von Basisplatte r_{basis} und des TCP r_{TCP} . Die Optimierung erfolgt unter der Annahme, dass die Summe der Strebenlängen

$$a + b = 100 \quad (\text{einheitenlos}) \quad (6.8)$$

ergeben. Dabei wird in der folgenden Betrachtung nur a analysiert, woraus sich $b = 100 - a$ ergibt. Des Weiteren wird der Zusammenhang zwischen den Radien der Platten durch deren Differenz $r_{\text{basis}} - r_{\text{TCP}}$ beschrieben. Zur Auslegung ist vorgegeben, dass die kinematischen Ketten um je 90° zueinander versetzt angeordnet sind.

Die globale Kondition ν in Abhängigkeit der Parameter a und $r_{\text{basis}} - r_{\text{TCP}}$ ist in Abbildung 6.7 dargestellt.

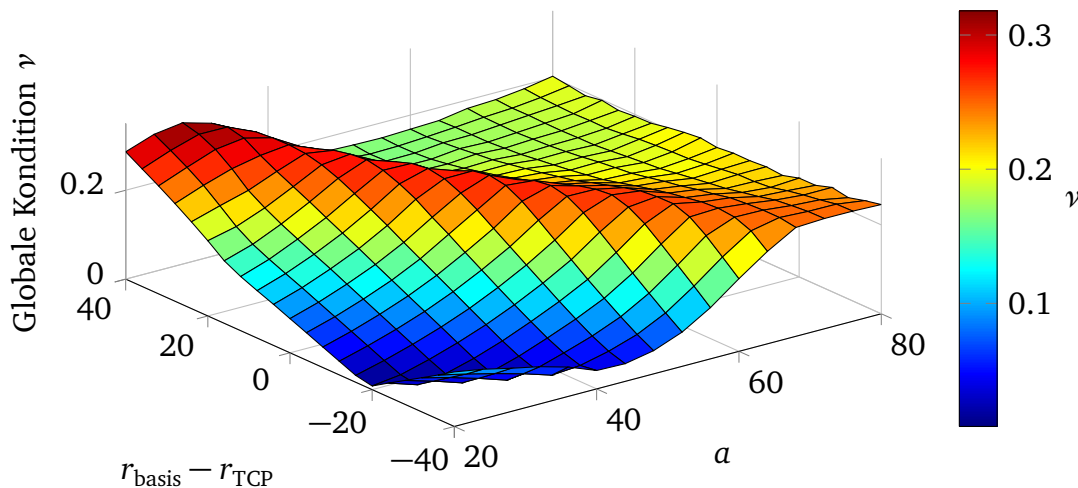


Abb. 6.7: Globale Kondition ν für variierende a und $r_{\text{basis}} - r_{\text{TCP}}$ mit $b = 100 - a$.

Der sich in Abhängigkeit variierender Parameter ergebende Arbeitsraum V des kinematischen Mechanismus ist in Abbildung 6.8 aufgetragen.

Aus den Graphen in den Abbildungen 6.7 und 6.8 lässt sich ableiten, dass am Punkt maximal erreichbarer Isotropie (maximale globale Kondition) der zur Verfügung stehende Arbeitsraum minimal ist. Diese Eigenschaft würde dazu führen, dass die äußeren Abmessungen der Kinematik sehr groß werden müssen, um den in Abschnitt 6.2 geforderten Arbeitsraum zur Verfügung stellen zu können.

Als Entscheidungsgrundlage zur Definition der geometrischen Verhältnisse dient die Analyse der Multiplikation

$$\text{Produkt} = \nu \cdot V \quad (6.9)$$

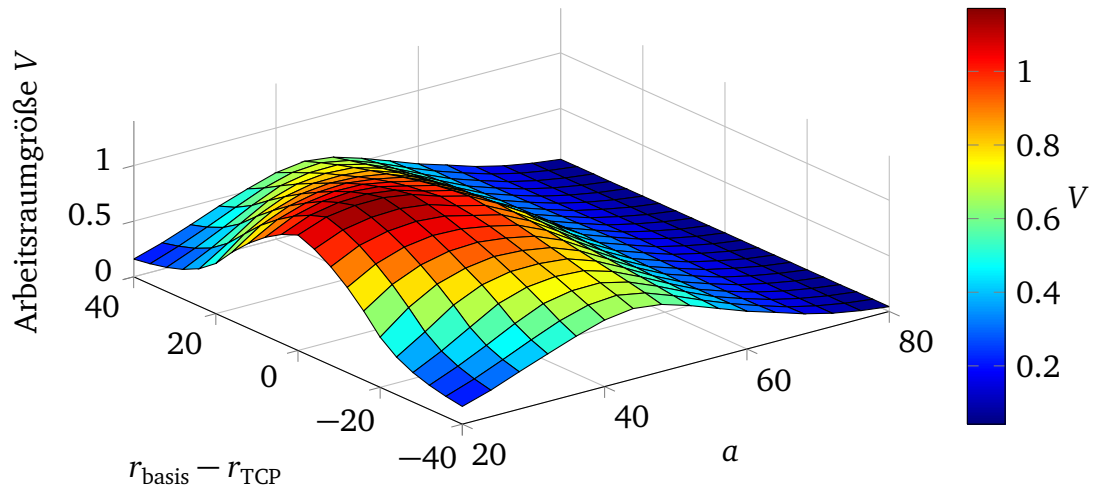


Abb. 6.8: Größe des Arbeitsraumes für verschiedene a und $r_{\text{basis}} - r_{\text{TCP}}$ mit $b = 100 - a$.
Unter der Annahme, dass $a + b = 100$ cm gilt, ergibt sich die Arbeitsraumgröße mit der Einheit m^3

aus erreichbarer globaler Kondition ν und dem erreichbaren Arbeitsraum. Das sich in Abhängigkeit von a und $r_{\text{basis}} - r_{\text{TCP}}$ ergebende Produkt ist in Abbildung 6.9 dargestellt. Eine Zusammenfassung der sich ergebenden Werte ist in Tabelle 6.5 aufgetragen.

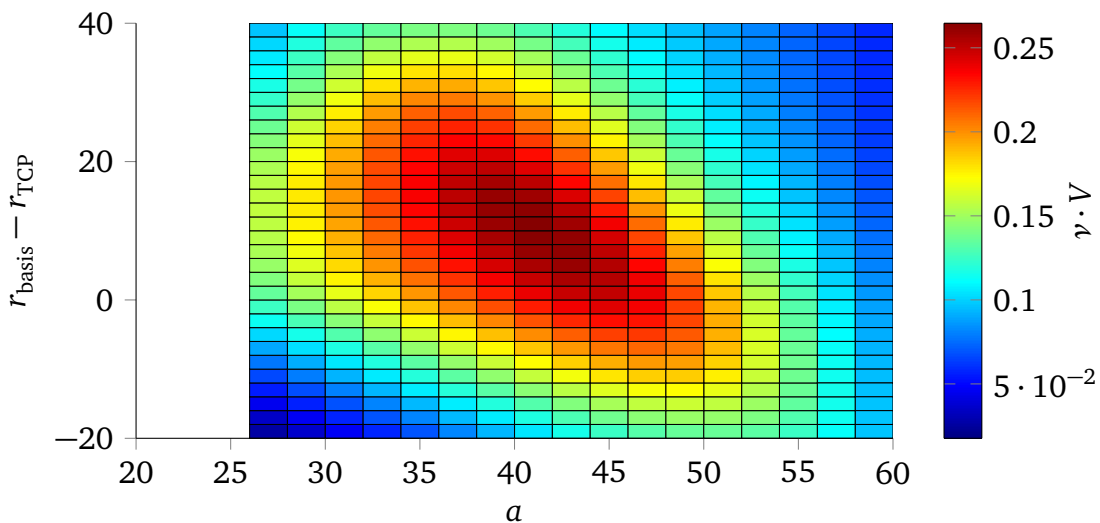


Abb. 6.9: Produkt aus globaler Kondition (Abbildung 6.7) und Arbeitsraumgröße (Abbildung 6.8) für verschiedene a und $r_{\text{basis}} - r_{\text{TCP}}$ mit $b = 100 - a$.

Das Maximum des Produktes stellt sich bei $a = 41$ und $r_{\text{basis}} - r_{\text{TCP}} = 11$ ein. Dieses Verhältnis wird als Kompromiss zwischen Kondition und Arbeitsraumgröße gewählt.

6.3.6 Dimensionierung der kinematischen Struktur des DELTA 90

Die ermittelten undimensionierten sowie die unter den Rahmenbedingungen des geforderten Arbeitsraumes abgeleiteten geometrischen Parameter sind in Tabelle 6.6 zusammengefasst.

Tab. 6.5: Mögliche Wertepaare von a und $r_{basis} - r_{tcp}$, um ein Maximum des Produktes aus globaler Kondition und Arbeitsraumgröße zu erreichen.

a	b	$r_{basis} - r_{tcp}$	Globale Kondition ν	Arbeitsraumgröße V	Produkt ($\nu \cdot V$)
40	60	10	0,2676	0,9559	0,2559
40	60	11	0,2712	0,9469	0,2568
40	60	12	0,2743	0,9376	0,2573
41	59	10	0,2746	0,9394	0,2579
41	59	11	0,2773	0,9310	0,2582
41	58	12	0,2796	0,9224	0,2579
42	58	10	0,2797	0,9206	0,2576
42	58	11	0,2813	0,9129	0,2568
42	58	12	0,2823	0,9049	0,2555

Tab. 6.6: Geometrieverhältnisse des entwickelten deltakinematischen Mechanismus – DELTA 90.

Geometrischer Parameter	Variable	undimensioniert	dimensioniert
Antriebsstrebenlänge	a	41	145 mm
Abtriebsstrebenlänge	b	59	210 mm
Differenz der Plattformradien	$r_{Basis} - r_{TCP}$	11	39 mm
Versatz der Führungsketten	Φ_1, Φ_2, Φ_3	$0^\circ, 90^\circ, 270^\circ$	$0^\circ, 90^\circ, 270^\circ$
Arbeitsraum	l, b, h		$150 \cdot 200 \cdot 200 \text{ mm}^3$
Äußere Abmessungen	l, b, h		$500 \cdot 400 \cdot 500 \text{ mm}^3$
Kondition im Nutzarbeitsraum	$1/\kappa$		$>0,19$
Mittl. Kond. im Nutzarbeitsraum	$1/\kappa_{mean}$		0,48
Globale Kondition	ν	0,277	0,277

Ausgehend von den Hebelverhältnissen des kinematischen Mechanismus ergibt sich ein nötiges Antriebsmoment von 4,5 Nm an den Antriebsstreben, um in jedem Punkt des Arbeitsraumes und in jede Richtung am TCP die geforderte Kraft von 15 N ausgeben zu können. Zur Erzeugung des notwendigen Antriebsmomentes kommen die elektrisch Kommutierten Motoren BLDC 4490H 048 BS (Dr. Fritz Faulhaber GmbH, Schönaich, Deutschland) zum Einsatz. Deren Drehmoment wird mittels Seilzuggetriebe im Verhältnis 13:1 auf die Antriebsstreben übersetzt.

Die Ankopplung des Nutzerinterfaces an den TCP des deltakinematischen Mechanismus ist über ein Kardangelenk identisch zu der zuvor beschriebenen Kinematik gelöst. Der Aufbau des kinematischen Mechanismus ist in Abbildung 6.10 visualisiert.

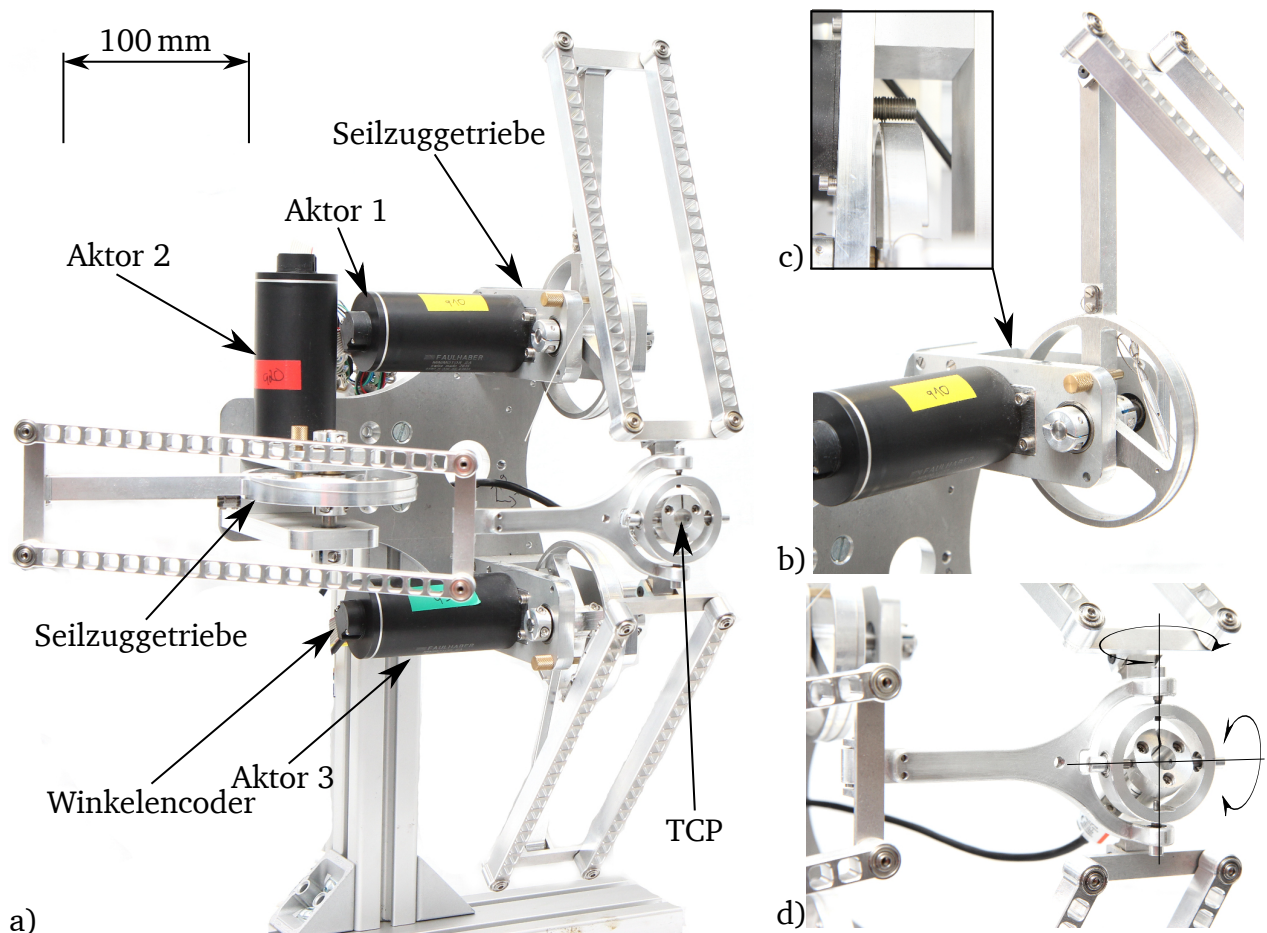


Abb. 6.10: Umsetzung des kinematischen Mechanismus DELTA90.

a) Gesamtaufbau des kinematischen Mechanismus. b) Antrieb einer Schwinge. c) Seilzuggetriebe zur Übersetzung der Motormomente und Ankopplung an die Antriebsschwinge. d) TCP des Mechanismus mit integriertem Kardangelen.

6.3.7 Vergleich der realisierten kinematischen Mechanismen im Hinblick auf deren Kondition im Arbeitsraum

Die Kinematiken DELTA120 und DELTA90 sind unter unterschiedlichen Entwurfsvoraussetzungen entstanden. Während die Verhältnisse der Strebenlängen beim DELTA120 so ausgelegt sind, dass die Struktur die maximal erreichbare globale Kondition erreicht, ist die Struktur des DELTA90 eher für ihren anwendungsfreundlichen Einsatz in der gesamten Bedieneinheit ausgelegt. Dies schlägt sich vor allem im Hinblick auf die sich final einstellende erreichbare Kondition der Mechanismen im genutzten Arbeitsraum nieder. Die Veranschaulichung der Kondition für unterschiedliche Ebenen im Arbeitsraum ist für die beiden Kinematiken in den Abbildungen 6.11 und 6.12 dargestellt.

Hierbei zeigt sich, dass die Kondition im Arbeitsraum für das DELTA120 homogener ist als für das DELTA90. Während die Kondition beim DELTA120 symmetrisch im Arbeitsraum verteilt ist, zeigt sich aufgrund der unsymmetrischen Anordnung der kinematischen Ketten am DELTA90 eine seitlich verschobene Asymmetrie im Arbeitsraum.

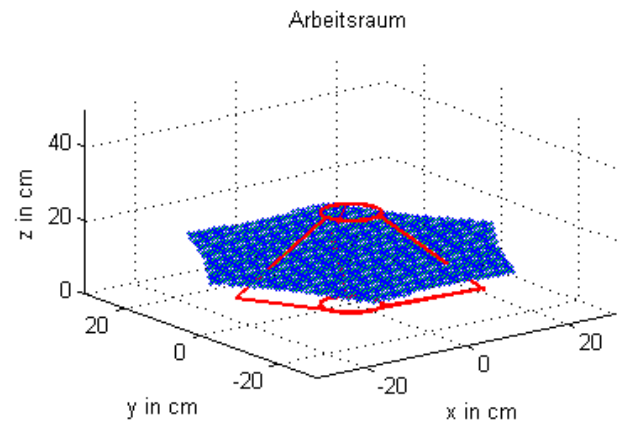
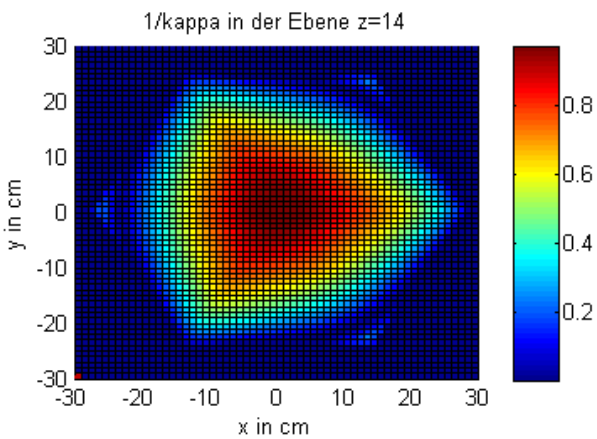
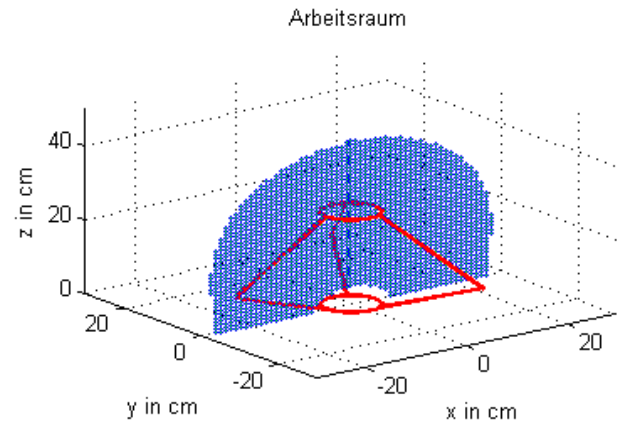
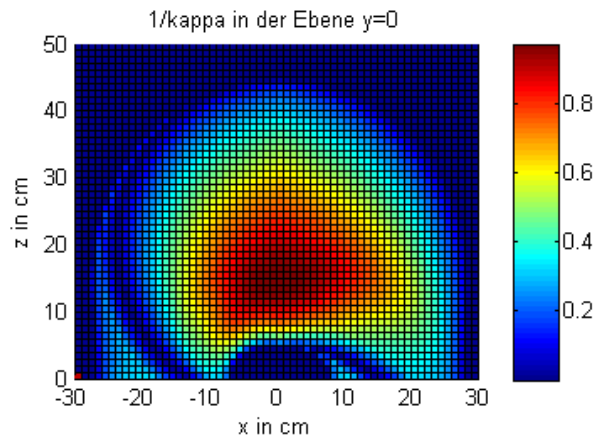
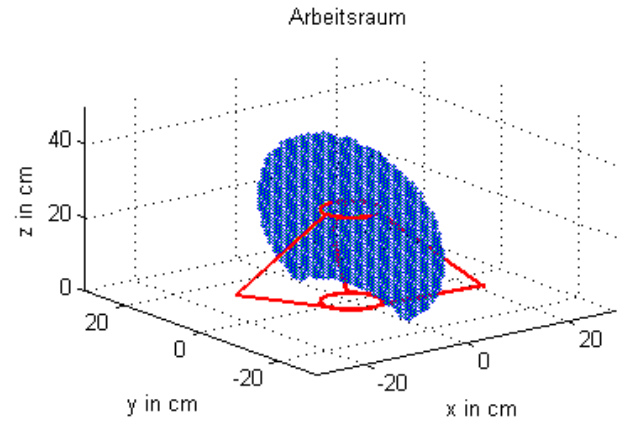
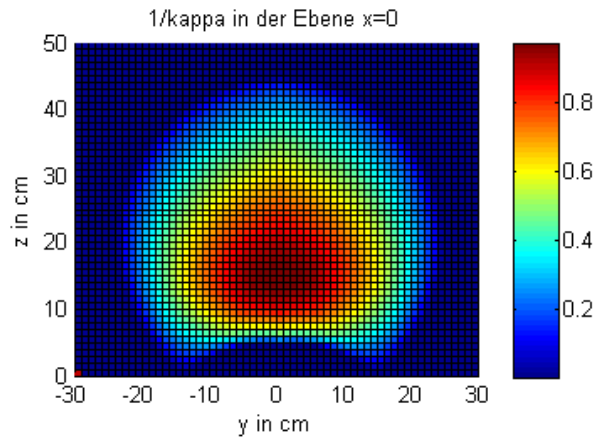


Abb. 6.11: Darstellung der Konditionen $1/\kappa$ des Mechanismus Delta120 im Arbeitsraum.

Darstellung für je eine exemplarische Schicht in jeder der drei Ebenen etwa in der Mitte des im Entwurf angenommenen Arbeitsraumes. Der im Entwurf angenommene Arbeitsraum liegt in den Bereichen $x \in [-10\text{ cm } +10\text{ cm}]$, $y \in [-10\text{ cm } +10\text{ cm}]$, $z \in [8\text{ cm } 23\text{ cm}]$. Dabei beschreiben x und y die Auslenkung aus der Mittelstellung und z den Abstand von Antriebs- und TCP Plattform.

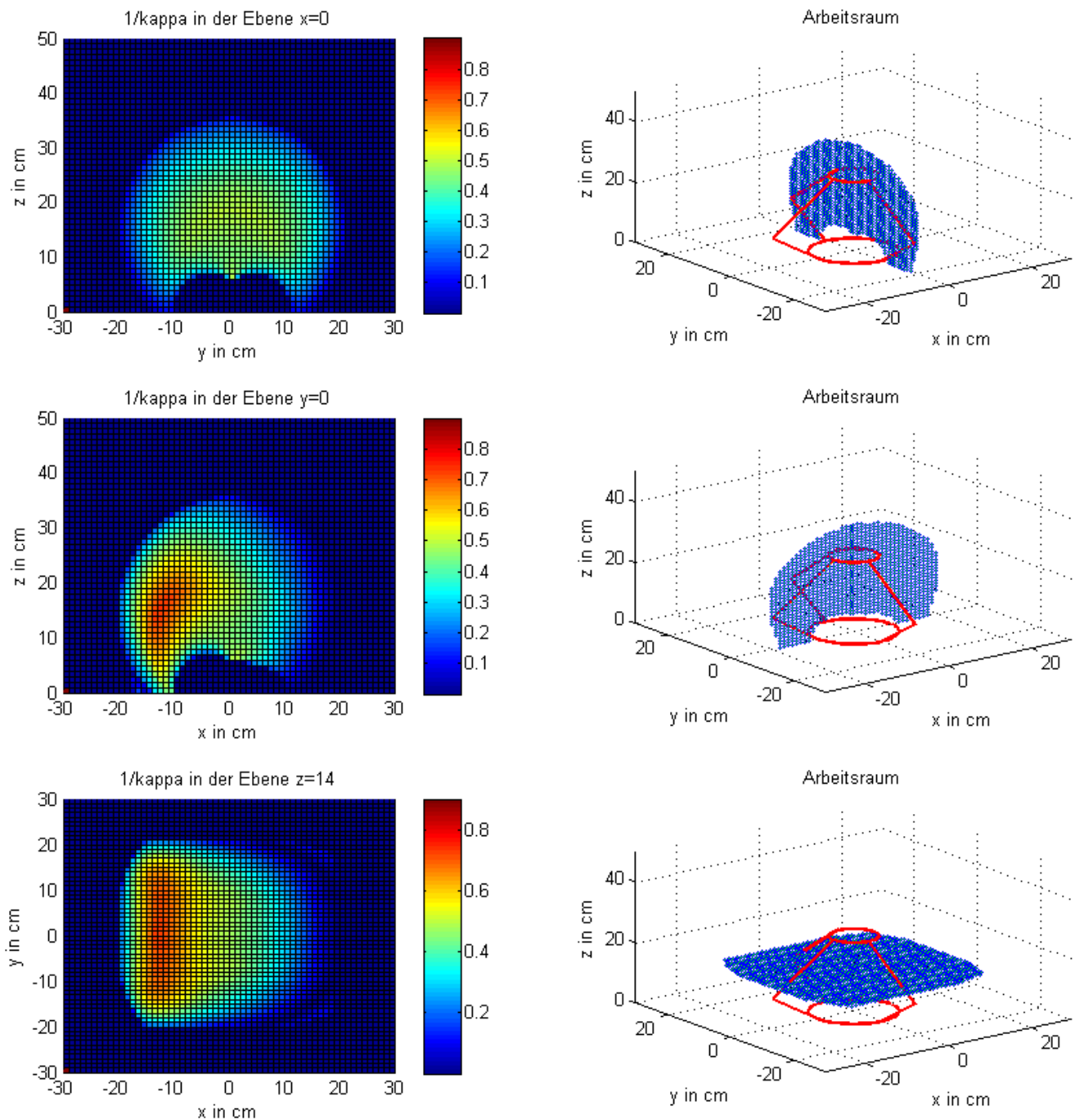


Abb. 6.12: Darstellung der Konditionen $1/\kappa$ des Mechanismus Delta90 im Arbeitsraum.
Darstellung für je eine exemplarische Schicht in jeder der drei Ebenen etwa in der Mitte des im Entwurf angenommenen Arbeitsraumes. Der im Entwurf angenommene Arbeitsraum liegt in den Bereichen $x \in [-12\text{ cm } + 8\text{ cm}]$, $y \in [-10\text{ cm } + 10\text{ cm}]$, $z \in [10\text{ cm } 25\text{ cm}]$. Dabei beschreiben x und y die Auslenkung aus der Mittelstellung und z den Abstand von Antriebs- und TCP Plattform.

6.3.8 Charakterisierung und Eigenschaftsabsicherung

Die entwickelten kinematischen Mechanismen zur Darstellung des haptischen Feedbacks in räumlichen Koordinaten sollen anhand ihres statischen und dynamischen Kraftübertragungsverhaltens charakterisiert werden. Exemplarisch wird dies für die Struktur DELTA120 vorgestellt.

Statisches Kraftübertragungsverhalten

Der zur Bestimmung des statischen Kraftübertragungsverhaltens genutzte Messaufbau ist in Abbildung 6.13 dargestellt.

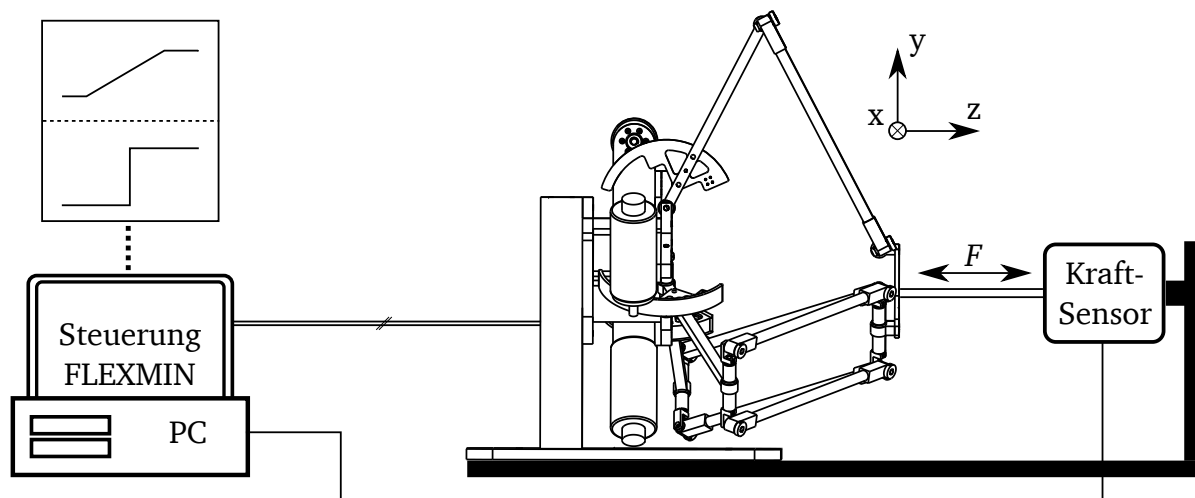


Abb. 6.13: Messaufbau und Messkette zur Messung von Maximalkraft und Sprungantwort.

Zur Durchführung der Messung wird der TCP des deltakinematischen Mechanismus an einen Kraftsensor gekoppelt und damit festgebremst. Als Kraftsensor kommt der Zug-Druck Kraftaufnehmer Typ 85041 (*Burster Präzisionsmesstechnik GmbH*, Gernsbach, Deutschland) zum Einsatz. Der Kraftsensor weist einen Nennmessbereich von 200 N mit einer Unsicherheit von 0,1 % auf. Die Aufnahme der Messwerte des Kraftsensors erfolgt mit einer analogen Eingangsklemme des FLEXMIN Steuerrechners. Die Deltakinematik wird über den FLEXMIN Steuerrechner und deren Motorsteuerungen angesteuert. Die Kraft am TCP wird gesteuert ausgegeben.

Der Messablauf sieht den rampenförmigen Anstieg der TCP-Kraft bis zu einem Endwert von 20 N vor. Damit wird die an den Mechanismus gestellte Forderung um 5 N überschritten. Die Messung wird an unterschiedlichen Punkten und in unterschiedlichen Richtungen im Arbeitsraum durchgeführt.

Die Gegenüberstellung von Signalvorgabe und gemessenem Kraftausgangswert ist in Abbildung 6.14 exemplarisch für das DELTA 120 im Raumpunkt $x = y = z = 10$ cm in Richtung z dargestellt. Der ausgewählte Punkt entspricht am Rand des Arbeitsraums einer Lage des TCP mit ungünstigem Übertragungsverhältnis des kinematischen Mechanismus. Ausgehend von diesem *Worst-Case-Szenario* ist in anderen Raumpunkten ein besseres Ergebnis zu erwarten.

Die dargestellte Messkurve entspricht dem Mittelwert aus drei unabhängigen Messungen. Der

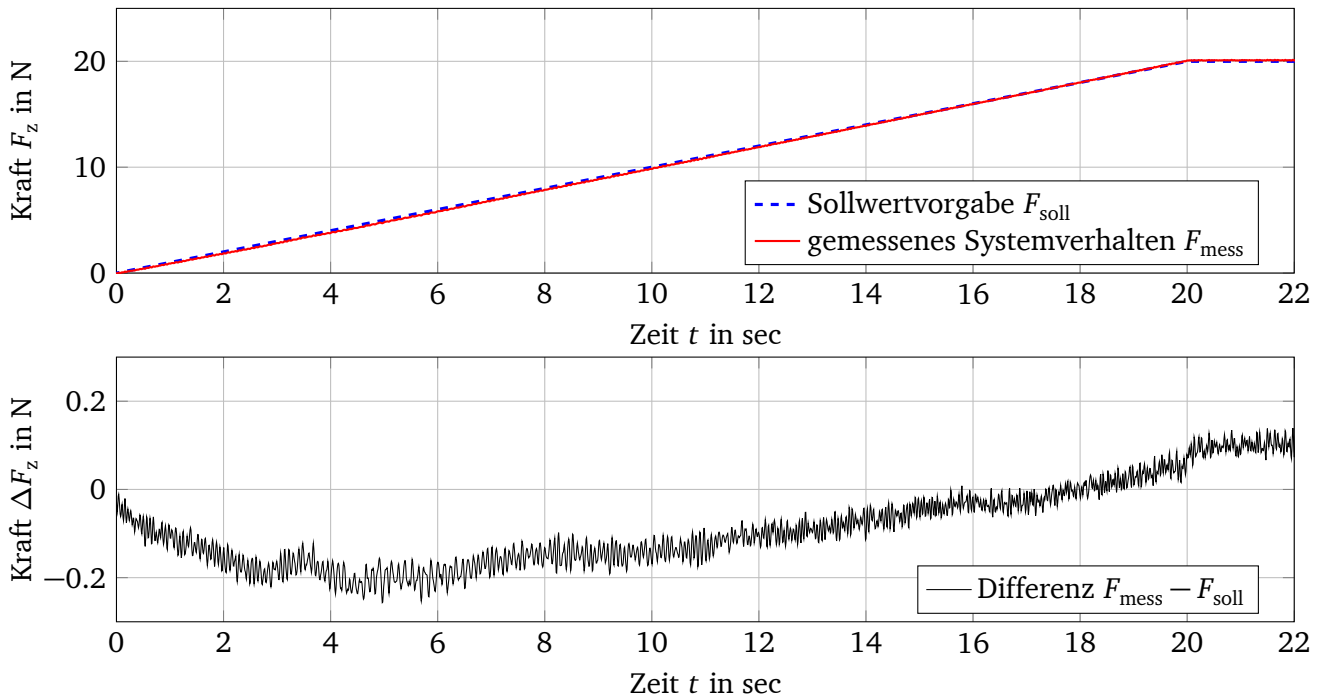


Abb. 6.14: Messung der statischen Kraftübertragung von DELTA 120.

Oberes Teilbild: Kraftanstieg als Rampe mit Steigung 1 N/sec bis zu einem Sollwert von 20 N an. Die Abbildung zeigt das Mittel aus drei unabhängigen Messungen. Position der Kinematik: $x=y=z=10\text{ cm}$, Messrichtung z . Der Linearitätsfehler beträgt 1,3% bezogen auf den Sollwert von 20 N, Abweichung vom Nennwert 20 N, 0,7%.

Unteres Teilbild: Darstellung der absoluten Abweichung des Messwertes F_{mess} vom Sollwert F_{soll} .

gemessene Endwert weicht um ca. 0,7 % vom Sollwert ab. Aus dem Kurvenverlauf lässt sich nach

$$F_{\text{lin}} = \max \left\{ \frac{F_{\text{mess}} - F_{\text{soll}}}{F_{\text{N}}} \right\} \quad \text{in \%} \quad [142] \quad (6.10)$$

auf einen reduzierten Linearitätsfehler von ca. 1,3 % schließen. Die Messergebnisse unterscheiden sich für unterschiedliche Raumrichtungen und Punkte im Arbeitsraum nicht. Die Interpretation der Messergebnisse muss stets vor dem Hintergrund erfolgen, dass sich die gemessenen Abweichungen bereits im Toleranzbereich des verwendeten Sensor befinden.

Bezogen auf eine JND für die Kraftwahrnehmung von (5...10) % (vgl. Tabelle 2.2) übersteigt die Güte der Kraftdarstellung sowohl das relative als auch das absolute Auflösungsvermögen des Menschen. Damit sind eventuell auftretende Abweichungen des ausgegebenen Kraftsignals nicht für den Nutzer wahrnehmbar und damit in Bezug auf die abgeleiteten Anforderungen ausreichend.

Dynamisches Kraftübertragungsverhalten

Zur Messung des dynamischen Kraftübertragungsverhaltens der parallelkinematischen Mechanismen werden zwei unterschiedliche Experimente durchgeführt. Mithilfe eines Sprungversuchs

wird die Verzögerung des Kraftanstiegs sowie die Eigenfrequenz der Kinematik, bzw. des Messaufbaus bestimmt. Durch Bestimmung des Amplitudengangs des kinematischen Mechanismus wird das Übertragungsverhalten im gesamten Arbeitsfrequenzbereich analysiert.

Zur Messung der Sprungantwort wird der Versuchsaufbau entsprechend Abbildung 6.13 genutzt. Zum Zeitpunkt $t = 0\text{ s}$ wird ein gesteuerter Kraftsprung von 10 N vorgegeben und die resultierende Sprungantwort gemessen. Eine exemplarische Sprungantwort ist für das DELTA 120 in Abbildung 6.15 dargestellt.

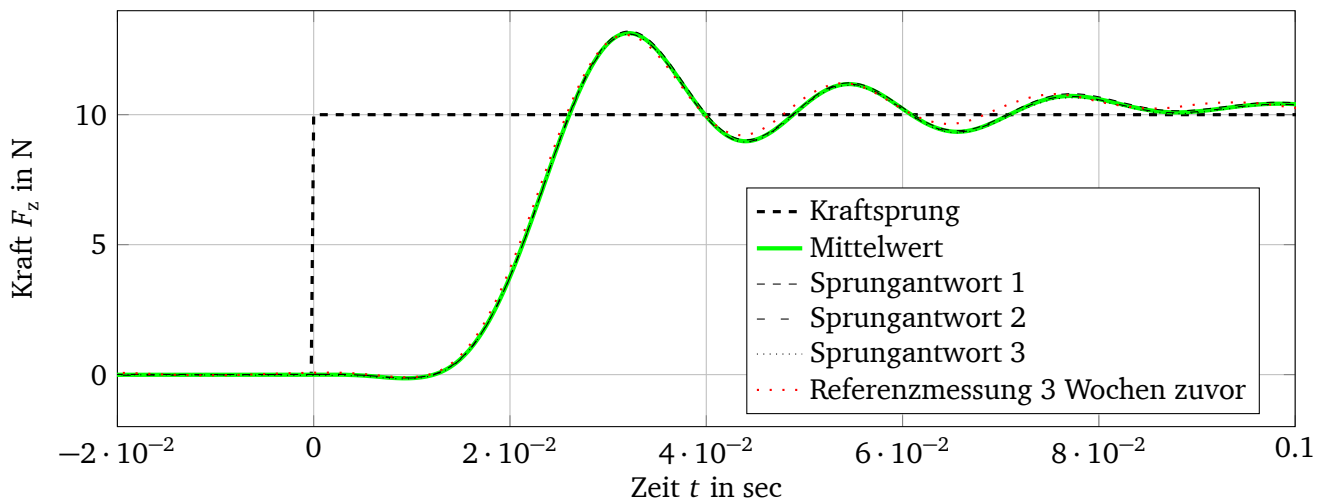


Abb. 6.15: Sprungantwort der Kinematik *DELTA120* in z-Richtung bei Vorgabe eines Kraftsprunges von 10 N.

Die Sprungantwort ergibt sich aus dem Mittelwert von drei Messungen. Der Sollwert von 10 N wird nach einer Zeit von 26 ms das erste mal erreicht. Die Schwingung nach dem Sprung hat eine Frequenz von ca. 43 Hz. Es stellt sich eine stationäre Sollwertabweichung von +0,3 N ein, was einer relativen Abweichung von 2,9 % entspricht. Dieser absolute Sollwertunterschied ist auf eine fehlerhafte Kalibration der Strom/Kraft Beziehung in der Motorsteuerung zurückzuführen.

Aus der sich sprungbedingt einstellenden Schwingung ergibt sich für den kinematischen Mechanismus, bzw. den gesamten Messaufbau die Eigenfrequenz zu 43 Hz.

Der gesteuert vorgegebene Sollwert wird nach einer Verzögerungszeit des Systems von ca. 26 ms zum ersten Mal erreicht. Die Verzögerung ergibt sich aus den Latenzen in der Motorsteuerung, der Anstiegszeit des Stromreglers in der Motorsteuerung, den elektrischen Zeitkonstanten des Aktors, sowie aus der notwendigen Beschleunigung der bewegten Massen, um die Ausgangskraft am TCP bereitstellen zu können.

Der Aufbau zur Messung der frequenzabhängigen Kraftübertragung ist in Abbildung 6.16 dargestellt.

Mithilfe des Netzwerkanalysators Agilent 35670A werden bei der Messung die am TCP wirkenden Kraftamplituden mit der Sollwertvorgabe ins Verhältnis gesetzt (CH2/CH1 , bzw. $F_{\text{TCP}}/F_{\text{soll}}$). Hierzu gibt der Netzwerkanalysator eine sinusförmige Kraft-Sollwertvorgabe an den Steuerrechner von FLEXMIN aus, welcher wiederum den Motorstrom und damit die Kraftausgabe am TCP steuert. Die am TCP resultierende Kraft wird mit einem Kraftsensor gemessen und an den Netzwerkanalysator geleitet. Der Netzwerkanalysator regelt die Sollwertvorgabe auf eine sinusförmige Kraft von 1 N Peak to Peak am TCP.

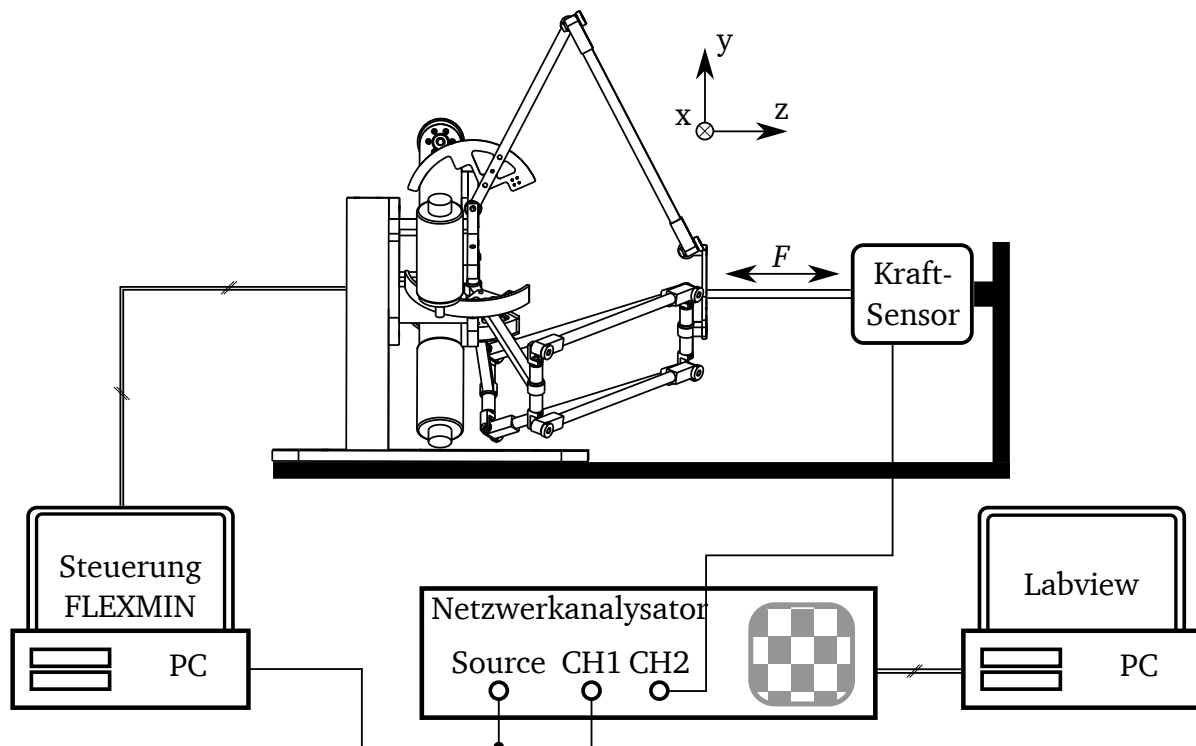


Abb. 6.16: Messaufbau und Messkette zur Messung von Kraftübertragungsfunktionen der Deltakinematik.

Dargestellt ist der exemplarische Aufbau zur Messung der Kraftübertragung in z-Richtung.

Die Messergebnisse der Kraftübertragung sind für unterschiedliche Positionen im Raum sowie unterschiedliche Wirkungsrichtungen in Abbildung 6.17 aufgetragen.

Jede Messkurve entspricht dem Mittelwert aus drei unabhängigen Messungen. Es zeigt sich für die verschiedenen Messungen ein konstanter Amplitudengang bis zu ca. 18 Hz. Die dominierende Resonanz liegt abhängig von der Position im Raum zwischen 40 Hz und 60 Hz. Die gemessene Resonanzfrequenz entspricht damit der, im Versuch zur Sprungantwort, ermittelten Eigenfrequenz bei gleicher TCP Position im Raum.

Die erste Resonanz verschiebt sich maßgeblich mit der Position des TCP in z-Richtung. Je weiter der TCP von der Basisplatte entfernt ist, desto höher ist die gemessene Resonanzfrequenz. Dies lässt sich auf die unterschiedlichen Winkelstellungen der Antriebsstreben zu den Abtriebsstreben des Mechanismus zurückführen.

Das Verhalten der Amplitudengänge ähnelt stark dem grundsätzlichen Verlauf eines PT-2 Gliedes, charakterisiert durch seine Resonanzüberhöhung und den anschließenden Kennlinienabfall von -40 dB/dec. Das Verhalten nach der ersten Resonanz ist jedoch von vielen weiteren Resonanzen bestimmt, die sich auf Einzelkomponenten des kinematischen Mechanismus und den Messaufbau zurückführen lassen.

Bei einer Signalfrequenz von 1 kHz liegt ein Signalabfall von -40 dB vor. Bezogen auf den Referenzwert der Messung von 1 N liegt die messbare absolute Schwingungsamplitude bei 1 kHz theoretisch noch oberhalb der absoluten Wahrnehmungsschwelle von 1,5 mN (vgl. Tabelle 2.2). Eine definierte Signalübertragung ist gesteuert jedoch nur bis zu einer Frequenz von etwa 40 Hz

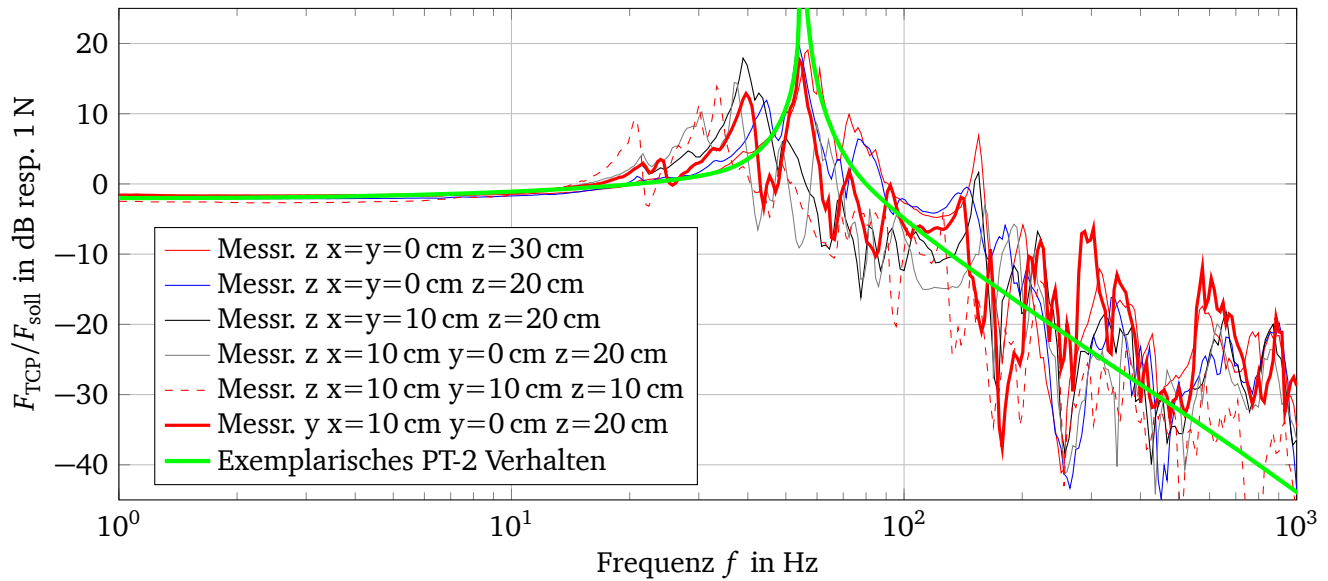


Abb. 6.17: Amplitudenfrequenzgänge des Kraftübertragungsverhaltens F_{TCP}/F_{soll} des Delta120 im Frequenzbereich von 1 Hz bis 1 kHz.
Die einzelnen Messungen unterscheiden sich hinsichtlich der Betriebsrichtung des Deltas und der Position des TCP im Raum. Jede dargestellte Kurve stellt den Mittelwert aus je drei Messungen dar.

möglich.

Im unteren Frequenzbereich des Amplitudengangs ist ein Offset der Amplitude zu erkennen. Dieser ist durch eine Anpassung der statischen Verstärkung in der Motorsteuerung zu kompensieren.

Exemplarisch sind der Amplituden- und Phasengang für die Messung der Kraftübertragungsfunktion an Position $x = 10$ cm, $y = 0$ cm und $z = 20$ cm für Messrichtung y in Abbildung 6.18 dargestellt. Aus der Messung ergibt sich ein Phasengang, der bei einer Frequenz von 1 kHz eine Phasenverschiebung von ca. -1950° aufweist. Aus der Phase abgeleitet lässt sich die Latenz des Systems berechnen, welche ebenfalls abgebildet ist. Unter Berücksichtigung des eingeschwungenen Systems lässt sich die Verzögerung durch

$$t(f) = \frac{1}{f} \cdot \frac{\varphi}{360^\circ} \quad (6.11)$$

berechnen. Die hierbei durch die Phasenverschiebung des gesamten Aufbaus hervorgerufene Latenz liegt demnach bei maximal 10 ms und entspricht damit etwa der gemessenen Totzeit bei Ermittlung der Sprungantwort in Abbildung 6.15. Dieser Wert liegt unterhalb der bei Hand-Auge-Koordination wahrnehmbaren Latenz von ca. 40 ms (vgl. Tabelle 2.2).

Z-Width der Deltakinematik

Entsprechend der Einführung in Abschnitt 2.5.3 wird der mit der Kinematik darstellbare Impedanzbereich bestimmt. Das Schema des verwendeten Messaufbaus ist in Abbildung 6.19 darge-

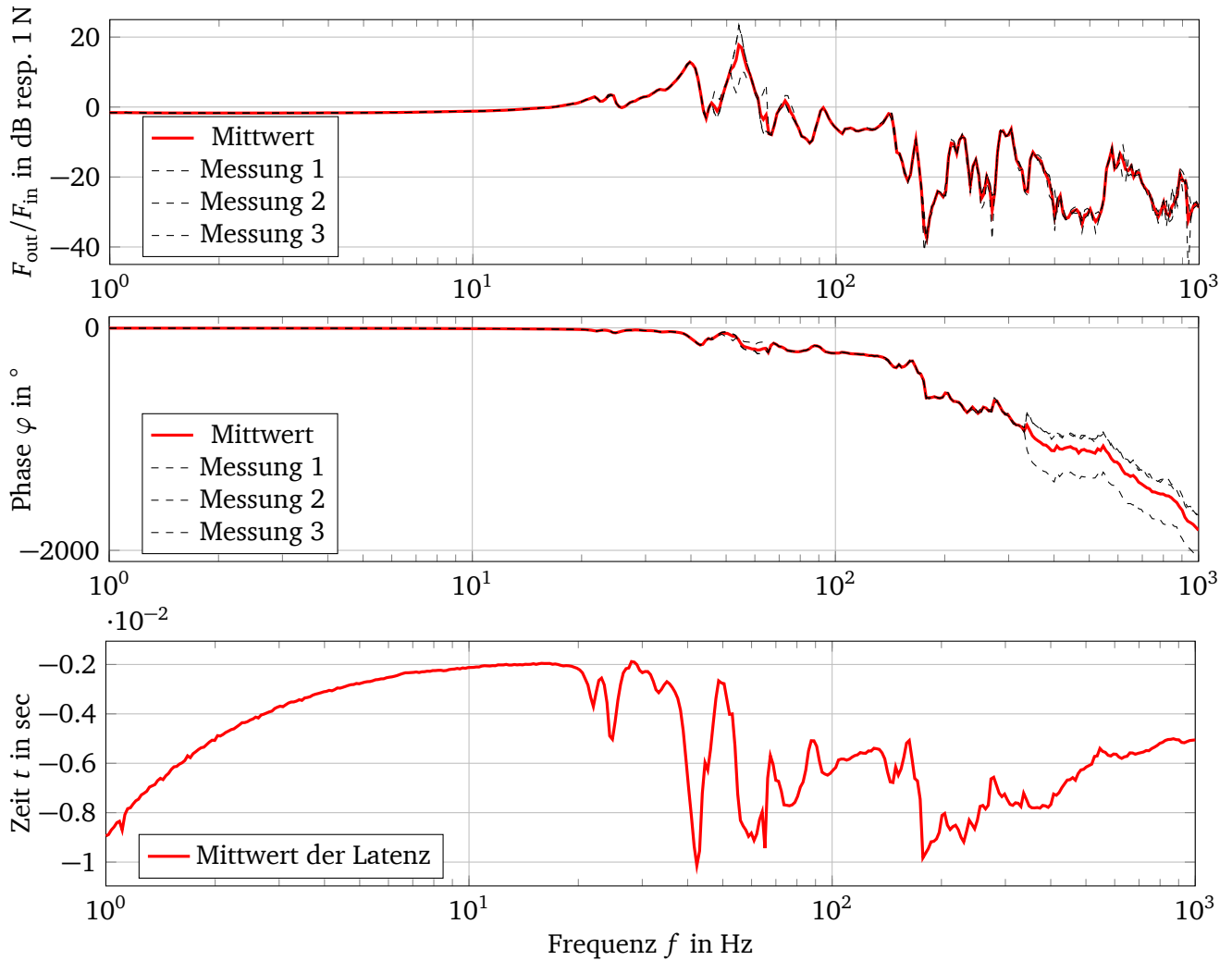


Abb. 6.18: Amplituden- und Phasengang der Kraftübertragung $F_{\text{TCP}}/F_{\text{soll}}$ am Delta120 sowie die daraus abgeleitete Latenz der Signalübertragung.

Position des TCP $z = 20 \text{ cm}$, $x = 10 \text{ cm}$, $y = 0 \text{ cm}$, Messrichtung y .

stellt.

Mithilfe des Messaufbaus wird die mechanische Impedanz des kinematischen Mechanismus gemessen. Hierzu wird der deltakinematische Mechanismus mithilfe eines elektrodynamischen Shakers durch eine Externe Kraft im zu analysierenden Frequenzbereich angeregt. Die Krafteinleitung erfolgt am TCP.

Mit einem *Impedanzmesskopf*, werden die sich bei Auslenkung der Kinematik ergebenden Signale gemessen. Der Impedanzmesskopf besteht aus einem Kraft- und einem Beschleunigungssensor. Das Signal des Beschleunigungssensors wird integriert, sodass aus den Messsignalen die mechanische Impedanz

$$\underline{z} = \frac{F}{\underline{v}} \quad (6.12)$$

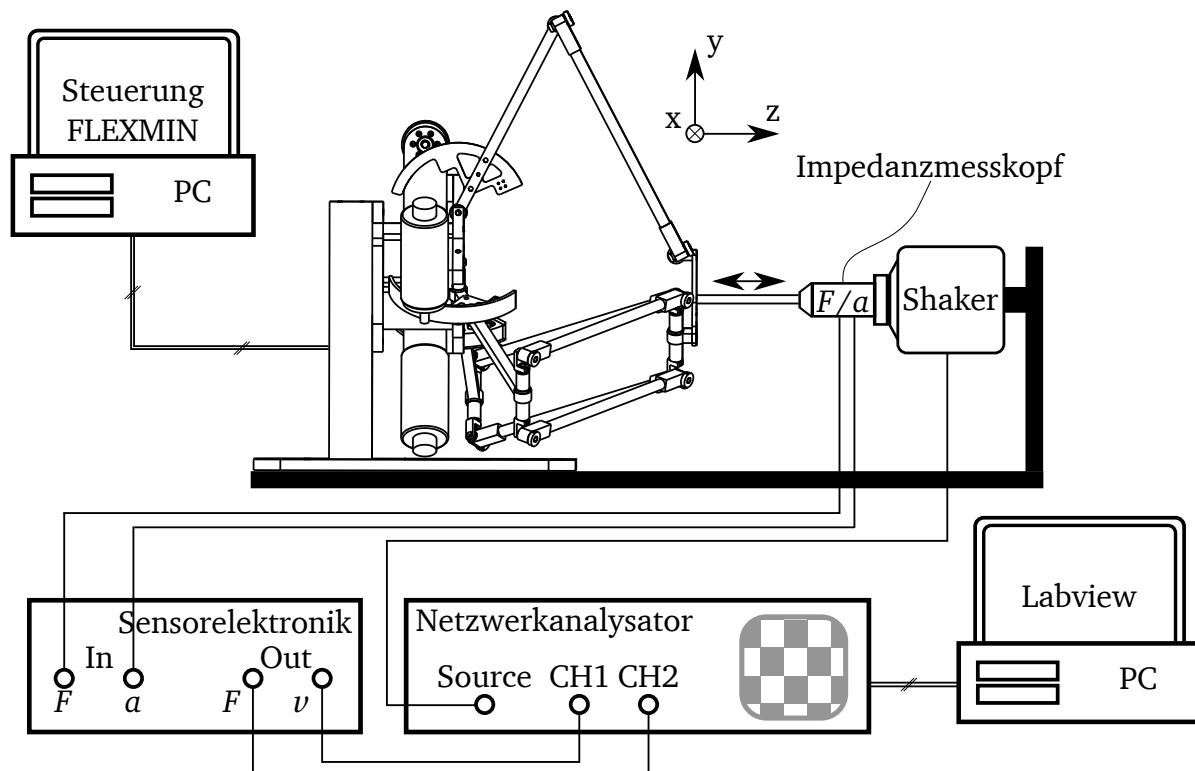


Abb. 6.19: Messaufbau und Messkette zur Messung der mechanischen Impedanz einer Deltakinematik. Dargestellt ist der exemplarische Aufbau zur Messung der Kraftübertragung in z-Richtung.

berechnet werden kann.

Die z-Width beschreibt die Differenz zwischen dem Betrag der größten, sowie der kleinsten darstellbaren Impedanz. Die Messung der größten darstellbaren Impedanz wird durch Messung der Impedanz des Aufbaus bei festgebremsten Aktoren bestimmt. Die kleinste Impedanz ergibt sich bei Messung der Impedanz mit einem frei beweglichen Mechanismus.

Die Ergebnisse der Messung der z-Width ist in Abbildung 6.20 für einen exemplarischen Punkt des TCP im Arbeitsraum dargestellt. Jede Kurve stellt dabei den Mittelwert aus drei Messungen dar.

Bei einer Frequenz von 10 Hz beträgt die z-Width des Mechanismus 20 dB. Bedingt durch Reibung im System nähern sich für kleine Frequenzen die Kurven der Impedanzen an. Ab einer Frequenz von 20 Hz ähnelt sich das Systemverhalten für den festgebremsten und nicht festgebremsten Zustand des Mechanismus. Dieses Verhalten lässt darauf schließen, dass die Masseneinflüsse des Mechanismus die von Antrieben dargebotenen Kräfte für Frequenzen ab 20 Hz dominieren. Da es sich bei der Betrachtung der z-Width maßgeblich um ein Maß dafür handelt, welche Widerstände das System den Bewegungen des Nutzers entgegen bringen kann, interessieren bei der Betrachtung nur Frequenzen bis 10 Hz. Diese Grenze ergibt sich durch die Fähigkeit des Menschen zur aktiven Ausübung von Bewegungen (vgl. Tabelle 2.3).

Die Messung der kleinsten Impedanz bezieht sich auf die Freiraumbewegung des Mechanismus ohne betriebene Aktoren.

Mit dem kleinsten gemessenen Wert von 50 dB resp. 1Ns/m liegen die Messwerte um ca. 60 dB oberhalb der Impedanzwerte, die in Vorarbeiten an Gewebe gemessen wurden [41]. Um das

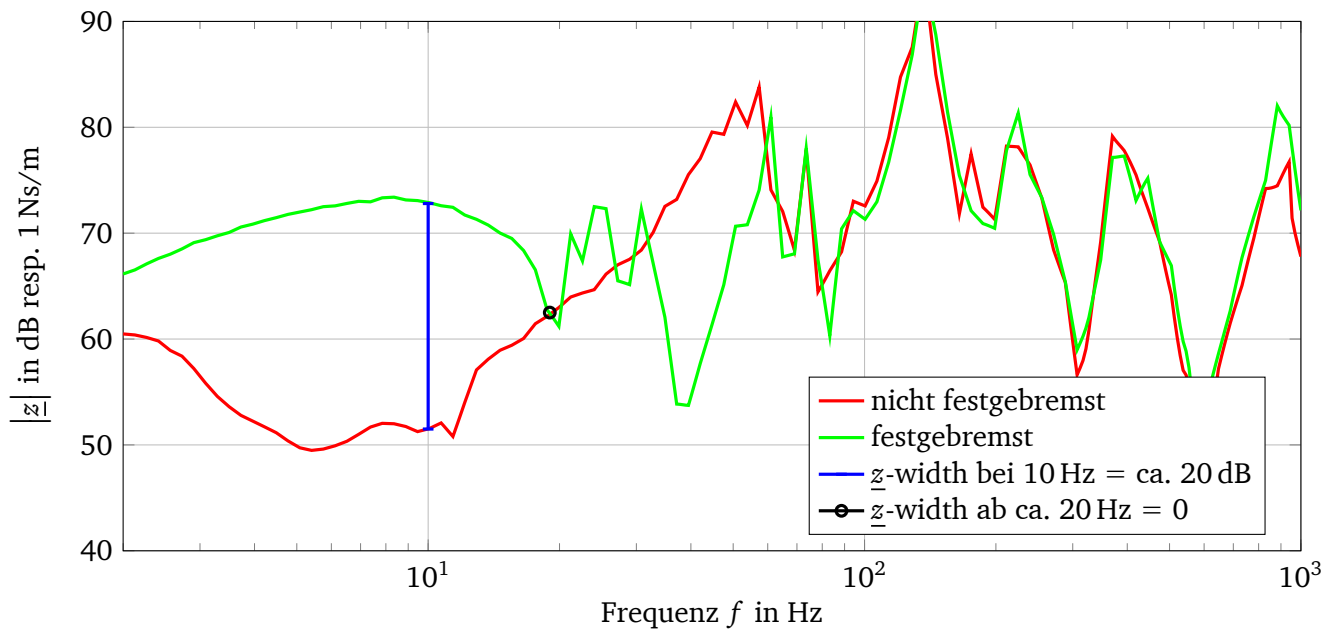


Abb. 6.20: Darstellung der z -width von DELTA120 im Bereich 2 bis 1000 Hz.

Die dargestellten Messkurven beschreiben je den Mittelwert aus drei Messungen. Die z -width beträgt bei 10 Hz ca. 20 dB. Ab einer Frequenz von ca. 20 Hz ist die Impedanz des Systems maßgeblich von den bewegten Massen dominiert, was zu einer weitestgehenden Übereinstimmung der Impedanzmessungen für den Leerlauf sowie den festgebremsten Zustand führt.

Ziel haptischer Transparenz erreichen zu können, müsste die minimal darstellbare Impedanz signifikant gesenkt werden. Dies ist durch die weitere Reduzierung von Massen und Reibung grundsätzlich möglich. Durch die in dieser Arbeit nicht verfolgte Kompensation der dynamischen Eigenschaften des kinematischen Mechanismus wäre das Ziel erreichbar. Ebenso kann zur Verbesserung der Fähigkeit zur Freiraumbewegung auf eine impedanzgeregelter Systemstruktur ausgewichen werden.

6.4 Haptische Nutzerinterfaces zur Steuerung des Endeffektors

Für die Bedienung des Chirurgieroboters stehen drei unterschiedliche Nutzerinterfaces zur Verfügung. Das einfachste Interface ist in der Handhabung angelehnt an die Arbeitsweise mit einem Stift. Dieser ist als rotationssymmetrisches Drehteil ausgeführt, welches lediglich zur Steuerung der Position des Endeffektors gedacht ist. Das Stiftinterface kann beispielsweise zur Steuerung eines Skalpells auf Seiten des Manipulators verwendet werden, welcher keinen Freiheitsgrad für das Greifen aufweist.

Als weitere Nutzerinterfaces zur Darstellung kinästhetischen haptischen Feedbacks im Freiheitsgrad Greifen werden folgende Systeme entwickelt:

Haptische Pinzette, deren Bedienung und Handhabung an die Arbeit mit einer chirurgischen Pinzette angelehnt ist. Dieses Nutzerinterface bietet die Möglichkeit zur Steuerung der Freiheitsgrade Greifen und Rotation sowie die Darstellung haptischen Feedbacks.

Haptischer Pistolengriff zur Steuerung des Endeffektors in den Freiheitsgraden Greifen und Rotation sowie zur Darbietung von haptischem Feedback in diesen beiden Freiheitsgraden.

Die Anforderungen an die einzelnen Nutzerinterfaces ergeben sich aus den in Abschnitt 6.2 für die gesamte Bedieneinheit abgeleiteten Anforderungen.

6.4.1 Haptische Pinzette

Das haptische Nutzerinterface „Pinzette“ soll im 3-Finger Präzisionsgriff bedient werden (vgl. Abbildung 2.5). Diese Griffart entspricht der üblichen Handhabung chirurgischer Pinzetten. Die entwickelte haptische Pinzette ist in Abbildung 6.21 dargestellt.

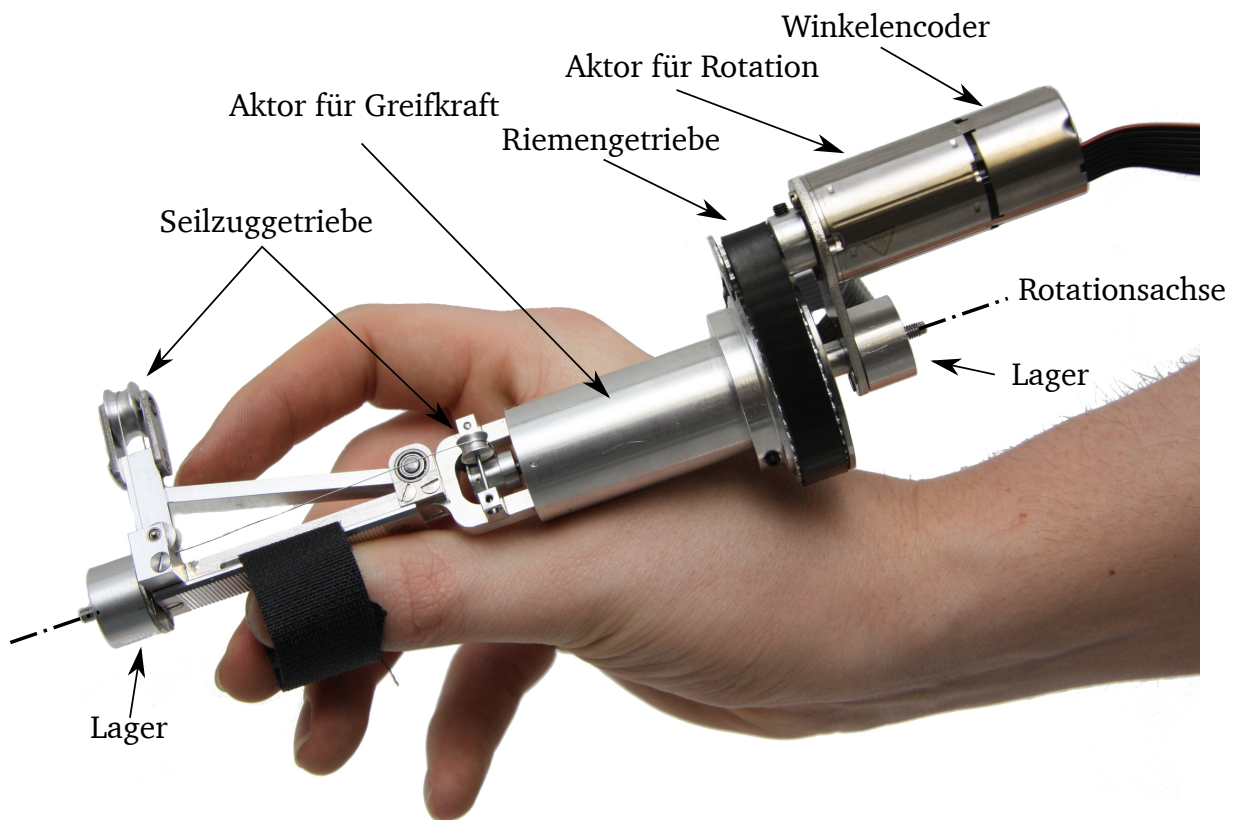


Abb. 6.21: Haptische Pinzette [143].

Nutzerinterface zur Steuerung und Darstellung haptischen Feedbacks in den Freiheitsgraden Greifen und Rotation.

Die Basis des Nutzerinterfaces bildet eine an Vorder- und Rückseite rotatorisch gelagerte Strebe. Dieses durchgängige Element dient als feststehender Schenkel der Pinzette. Zur Steuerung des Endeffektors und zur Darstellung des haptischen Feedbacks dient eine einseitig vom Zeigefinger gesteuerte Branche.

Zur Aktuierung kommt ein elektrisch kommutierter DC Motor „BLDC 2032 BX4 IE3-1024L“ (Dr. Fritz Faulhaber GmbH, Schönaich, Deutschland) zum Einsatz. Dieser ist längs in der Rotationsachse des Nutzerinterfaces angeordnet und mittels Seilzuggetriebe an die Branche angekoppelt. Haptisches Feedback im rotatorischen Freiheitsgrad wird mittels Riemengetriebe von einem Ak-

tor auf das Nutzerinterface gekoppelt.

Die haptische Pinzette ist für die Darstellung haptischen Feedbacks im Frequenzbereich DC bis 100 Hz ausgelegt [143]. Greifkräfte sind mit Werten bis zu 6 N darstellbar. Drehmomente um die Achse des Nutzerinterfaces werden mit einer Amplitude von bis zu 200 mNm als haptisches Feedback ausgegeben. Der Öffnungswinkel der Branche und damit der Abstand der Finger beim Greifen liegt zwischen 11 mm und 23 mm. Das Interface ist um seine Achse im Winkel von $\pm 180^\circ$ drehbar.

Unter Berücksichtigung der sich durch das Seil- und Riemengetriebe ergebenden Übersetzungen ist mit den in den Antrieben verbauten Winkelencodern eine theoretische Auflösung der Eingabewerte des Nutzers von $64 \mu\text{m}$ im Freiheitsgrad Greifen und $0,02^\circ$ im Freiheitsgrad Rotation erreichbar. Dabei ist im Auflösungswert des Freiheitsgrades Greifen bereits die zu erwartende Dehnung im Seilgetriebe berücksichtigt.

Zur Nutzung des Interfaces ist es vorgesehen, die Branche mit einer Offsetkraft von 1 N zu beaufschlagen, um die Seilspannung permanent aufrecht zu erhalten. Damit wird gleichzeitig eine Federkraft zur Verfügung gestellt, die die automatische Öffnung des Greifers sicherstellt und damit ein zu einer chirurgischen Pinzette analoges Verhalten aufweist.

6.4.2 Haptischer Pistolengriff

Der „Pistolengriff“ stellt eine aus kinematischer Sicht vereinfachte und einfacher einsetzbare Variante der haptischen Pinzette dar. Die Bedienung der Branchen der Pinzette funktioniert äquivalent zum Pinzettengriff. Im Vergleich zum Pinzettengriff unterscheidet sich dieses Nutzerinterface durch die Anordnung des Motors in der Handfläche des Nutzers. Durch die Anordnung des Motors senkrecht zur Drehachse der Pinzette liegt die Antriebsachse des Motors in der Drehachse der Branche. Das umgesetzte Nutzerinterface ist in Abbildung 6.22 dargestellt.

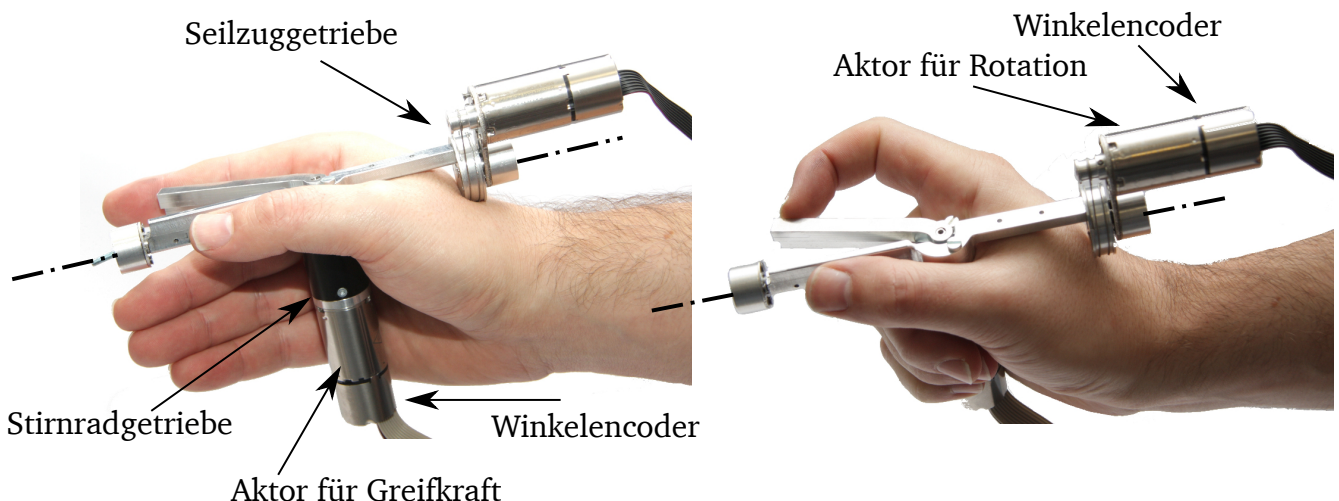


Abb. 6.22: Haptischer Pistolengriff zur Darstellung von kinästhetischem haptischem Feedback.

Anstelle des Seilgetriebes in der haptischen Pinzette kommt im Pistolengriff ein Stirnradgetriebe zur Übertragung der Motormomente an die Branche zum Einsatz. Jedoch ist unter Aspekten der Entwicklung haptischer Systeme der Einsatz von Stirnradgetrieben nicht optimal [7]. Stirn-

radgetriebe sind einem Seilgetriebe in Bezug auf Reibung, Umkehrspiel und Massenträgheit unterlegen. Aufgrund einfacherer Wartbarkeit und aus Gründen der Praktikabilität wird an dieser Stelle trotzdem das Stirnradgetriebe zur Übersetzung der Motormomente eingesetzt.

Zur Darstellung des Drehmoments um die Drehachse des Interfaces, werden die Antriebsmomente mittels Seilgetriebe auf das Nutzerinterface übertragen.

Der Entwurf der haptischen Eigenschaften des Pistolengriffs erfolgt unter Berücksichtigung statischer Übertragungseigenschaften.

6.4.3 Charakterisierung und Eigenschaftsabsicherung

Kraftübertragungsverhalten

Zur Überprüfung der Eigenschaften der haptischen Nutzerinterfaces werden deren statische und dynamische Übertragungseigenschaften charakterisiert. Hierzu werden die Branchen der Nutzerinterfaces gegenüber dem Kraftsensor ELFF 50 N (*Althen GmbH*, Kelkheim, Deutschland) gespannt. Der Aufbau wird in Abbildung 6.23, a) verdeutlicht. Der Messablauf erfolgt analog zur Messung der dynamischen Kraftübertragung der parallelkinematischen Mechanismen wie in Abschnitt 6.3.8 beschrieben.

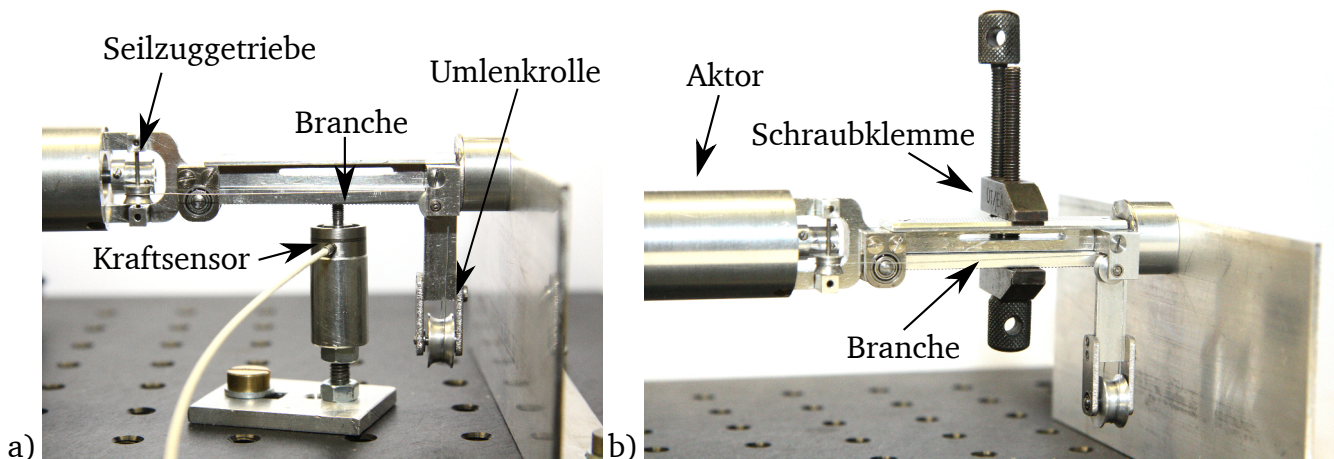


Abb. 6.23: Messaufbau zur Charakterisierung der haptischen Nutzerinterfaces zur Darstellung von kinästhetischem Feedback.

a) Branche gegenüber einem Kraftsensor festgebremst zur Messung von Kraftübertragungseigenschaften [143]. b) Mit Spannzange blockierte Branche zur Nachgiebigkeitsmessung im Seil [143].

Die Darstellung der Übertragungseigenschaften der haptischen Nutzerinterfaces befindet sich in Abbildung 6.24.

Für die haptische Pinzette sind die Messwerte dem im Entwurf definierten Systemverhalten des Nutzerinterfaces gegenübergestellt. Gegenüber dem entworfenen Sollwert zeigt sich ein Abfall der Übertragungsfunktion im gesamten Messbereich von 10 Hz bis 300 Hz. Die dargestellten Messwerte beziehen sich auf einen Sollwert des Feedbacks von 6 N. Der bei 10 Hz bereits zu erkennende Kennlinienabfall ist auf die Stellgrößenbegrenzung der Aktoren, bzw. der Motorelektronik zurück zu führen. Diese Begrenzung wurde als Sicherheitsmechanismus für die lang

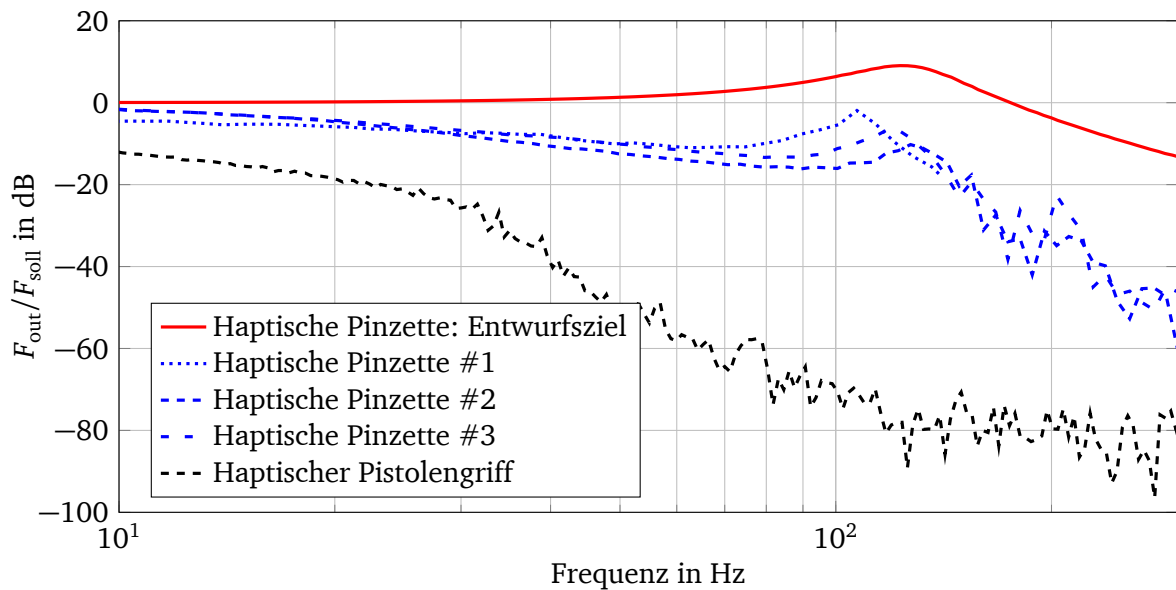


Abb. 6.24: Messung der Kraftübertragung für den Freiheitsgrad Greifen des Pinzetten- und Pistolengriffes im Bereich 10 Hz bis 300 Hz.
Gegenüberstellung der im Entwurf definierten Charakteristik des Pinzettengriffs und des experimentell ermittelten Kraftübertragungsverhaltens. Im Vergleich dazu ist das Übertragungsverhalten des Pistolengriffes aufgetragen.

anhaltende Belastung während der Charakterisierung eingestellt. Diese ist während des realen Betriebs, wobei Überlastungen des Aktors nur für Zeitdauern von Sekundenbruchteilen zu erwarten sind, nicht zu erwarten.

Aus Messkurven erkennbar ist eine Resonanz im Bereich um 120 Hz. Diese Resonanz ergibt sich maßgeblich aus dem Wechselspiel zwischen dem Massenträgheitsmoment des Aktors und der Nachgiebigkeit des Seils im Seilzuggetriebe.

Das Übertragungsverhalten des haptischen Pistolengriffes unterscheidet sich deutlich vom Übertragungsverhalten des haptischen Pinzettengriffes. Hier ist ein homogener Abfall der Kennlinie bereits ab kleinen Frequenzen zu beobachten. Dies ist auf das erhöhte Übersetzungsverhältnis und die sich durch das Stirnradgetriebe ergebenden Verluste zurückzuführen. Resonantes Verhalten ist nicht zu beobachten.

Auflösung des Branchenwinkels

In Abbildung 6.23, b) ist der Aufbau zur Charakterisierung des Einflusses des Seilgetriebes auf die Positionsmessung des Branchenwinkels der haptischen Pinzette abgebildet. Hierbei wird die Branche festgebremst. Das Seilgetriebe wird vom Aktor bis zur Nennkraft von 7,5 N beaufschlagt. Die am Winkelenncoder des Aktors gemessene Bewegung gibt Aufschluss über die Dehnung des Seils und damit über den kraftabhängigen Fehler der Positionsmessung. Das Messergebnis ist in Abbildung 6.25 aufgetragen.

Aus dem Messergebnis ergibt sich bei geforderter Nennkraft des Nutzerinterfaces von 6 N eine Dehnung des Drahtseils um 0,22 mm. Bei Be- und Endlastung ist eine Hysterese zu beobach-

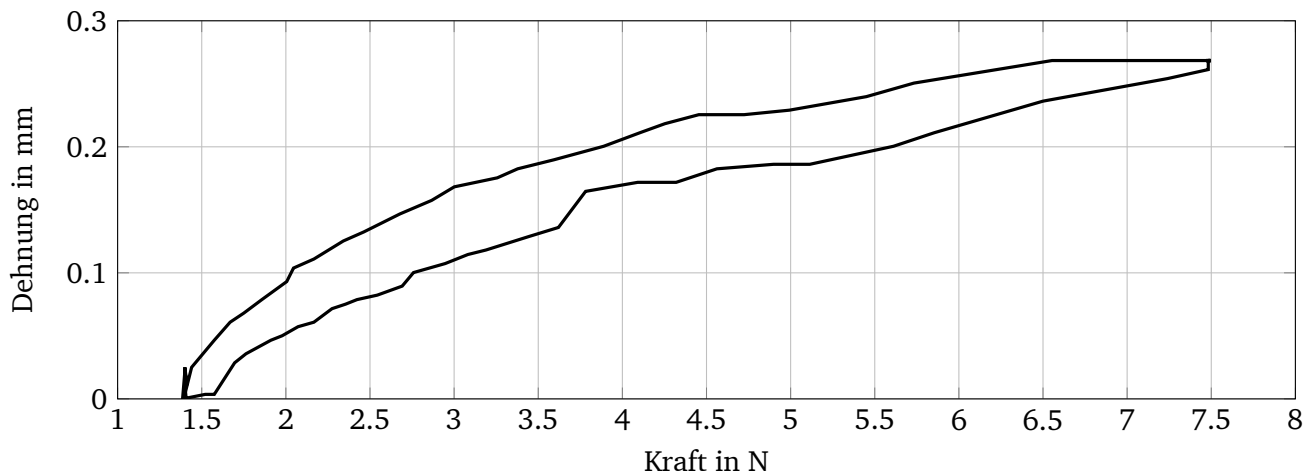


Abb. 6.25: Kraftabhängiger Einfluss der Seildehnung auf die Messung des Branchenwinkels [143].

ten. Diese lässt, neben Reibung im System, darauf schließen, dass sich das Seil zunächst an die Umlenkrollen anlegt, sobald es gestrafft wird. Abhängig von der bekannten wirkenden Kraft lässt sich die Seildehnung softwareseitig aus dem Vorgabewert für den Endeffektorschließwinkel herausrechnen.

6.5 Nutzerinterface zur Darstellung von taktilen haptischem Feedback

Haptische Systeme sollen in der Lage sein, einen großen Arbeitsraum mit einer hohen Anzahl Freiheitsgrade abzudecken und dabei gleichzeitig haptisches Feedback im kompletten Spektrum der haptischen Wahrnehmung darzubieten. Das bedingt besonders hohe Anforderungen an Komponenten der Aktorik und Kinematik (vgl. Abschnitt 2.5). Um die Anforderungen an die einzelnen kinematischen Komponenten der Bedieneinheit zu reduzieren, wurde die Idee abgeleitet, das haptische Feedback nach Frequenzbereichen aufzuteilen.

Die Darstellung der niederfrequenten Anteile des haptischen Feedbacks werden über die in Abschnitt 6.3 eingeführten kinematischen Mechanismen räumlich aufgelöst dargestellt. Hierbei sind im Frequenzbereich bis 50 Hz Rezeptoren aktiv, welche durch sehr kleine rezeptive Felder eine hohe räumliche Auflösung des Feedbacks und der Wirkrichtung des haptischen Signals zulassen (vgl. Tabelle 2.1).

Zur Darstellung hochfrequenter Anteile des haptischen Feedbacks kommt ein separates Nutzerinterface mit geringen bewegten Massen und direkter Ankopplung an den Nutzer zum Einsatz. Die Grenze zwischen räumlich aufgelöstem kinästhetischem Feedback und dem als ungerichtetes haptisches Signal dargestellten taktilen Feedback wird mit 50 Hz festgelegt. Diese Grenze lässt sich aus der Physiologie des Menschen begründen. Im Frequenzbereich zwischen 50 Hz und 1 kHz bestimmen *Pacini-Körperchen* maßgeblich die haptische Wahrnehmung [6, 10]. Pacini-Körperchen weisen eine rezeptive Fläche von mehr als 100 mm^2 auf und sind für Beschleunigungen empfindlich [6]. Die Wahrnehmungsfähigkeit für die Richtung einer Schwingung ist daher ab einer Frequenz von 50 Hz nur noch sehr gering, und mit weiter steigender Frequenz überhaupt nicht mehr ausgeprägt [144].

Aufgrund der fehlenden Fähigkeit des Menschen zur räumlichen Auflösung sowie der Richtungsauflösung eines hochfrequenten haptischen Reizes, muss das taktile haptische Feedback nicht zwingend zwischen den Fingern des Nutzers eingeleitet werden. Vielmehr ist darauf zu achten, dass die aktive Fläche, über die das taktile haptische Feedback übertragen wird, möglichst groß ist. Die darzustellende Vibration ist wegen der günstigeren Wahrnehmungsfähigkeit des Menschen parallel zur Hautoberfläche einzuleiten [9, 145–147].

Taktil sind Beschleunigungsamplituden von bis zu 15 m/s^2 darzustellen. Diese Werte ergeben sich aus Vorversuchen am Single-Port-System von FLEXMIN und decken sich mit Werten, welche bei ähnlichen Anwendungen zur Darstellung taktilen Feedbacks in medizinischen Teleoperationssystemen maximal auftreten [120, 121, 148].

6.5.1 Konzeption und Entwurf

Taktile Signalausgabe

Entsprechend der Konstruktion der in Abschnitt 6.4 vorgestellten Nutzerinterfaces wird das Nutzerinterface in die passive kinematische Kette der gesamten Bedieneinheit eingebracht und dient zur Steuerung der Freiheitsgrade Greifen und Drehen des Endeffektors. Das Nutzerinterface ist in Abbildung 6.26, a) dargestellt.

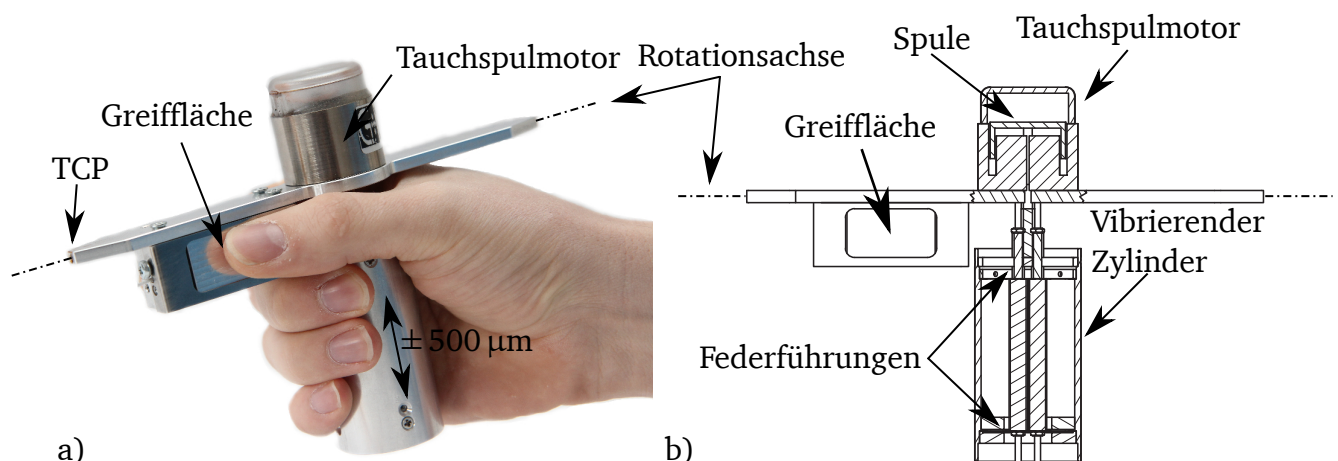


Abb. 6.26: Haptisches Nutzerinterface zur Darstellung von vibrotaktilen- und pseudo-haptischem Feedback.

a) Foto des entwickelten Nutzerinterfaces b) Teilschnitt des Nutzerinterfaces zur Visualisierung der kinematischen Komponenten.

Aufgrund der hohen Dichte rezeptiver Felder in der Handfläche wird dem Nutzer das taktile Feedback in der Handfläche dargeboten. Dazu umschließt der Nutzer mit seiner Hand einen mit Blattfedern gelagerten Zylinder. Die Mantelfläche des Zylinders wird mit einem Voicecoilmotor parallel zur Hautoberfläche angetrieben. Das Nutzerinterface ist daher, ähnlich zu den bereits beschriebenen Nutzerinterfaces, als Pistolengriff ausgeführt. Ein Teilschnitt des konstruierten Nutzerinterfaces ist zur Visualisierung der funktionsbestimmenden Bauteile in Abbildung 6.26, b) abgebildet.

Im Entwurfsprozess wird sichergestellt, dass die Darstellung des taktilen Feedbacks mit den ge-

forderten Beschleunigungsamplituden von bis zu 15 m/s^2 im geforderten Frequenzbereich zwischen 50 Hz und 1 kHz bei Interaktion mit dem Nutzer konstant möglich ist. Um die notwendige Antriebskraft des Voicecoilaktors sowie die Größen aller funktionsbestimmenden Elemente zu bestimmen, wird das System mithilfe seiner Netzwerkdarstellung entworfen [48]. Das mechanische Schaltbild des Mechanismus ist in Abbildung 6.27 dargestellt. Zur präziseren Abschätzung des Frequenzverhaltens wird das mechanische System mit der passiven mechanischen Impedanz des Nutzers belastet [1]. Das mechanische Netzwerk der mechanischen Impedanz des menschlichen Griffes ist in Abbildung 6.28 dargestellt. Der sich nach Auslegung des Systems ergebende

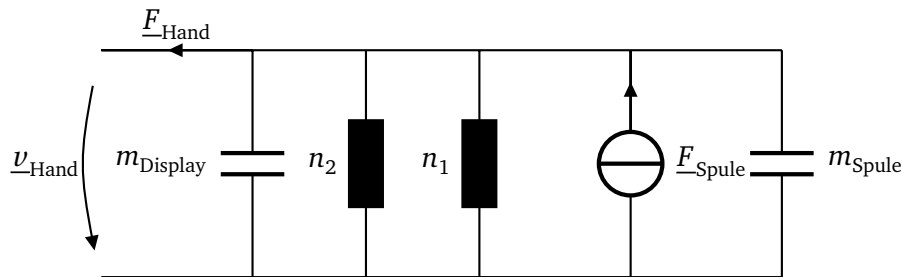


Abb. 6.27: Mechanisches Netzwerk des taktilen Nutzerinterfaces [148].

Dabei sind m_{Spule} und m_{Display} die bewegten Massen der Spule des Aktors sowie die bewegte Masse des Zylinders. n_1, n_2 beschreiben die Nachgiebigkeiten der beiden verbauten Blattfedern. Das Antriebsmoment des Tauchspulmotors wird durch die Kraftquelle F_{Spule} beschrieben. Im System auftretende Reibung und Dämpfung wird vernachlässigt. Die Darstellung erfolgt auf Basis der zweiten Analogie elektromechanischer Netzwerke.

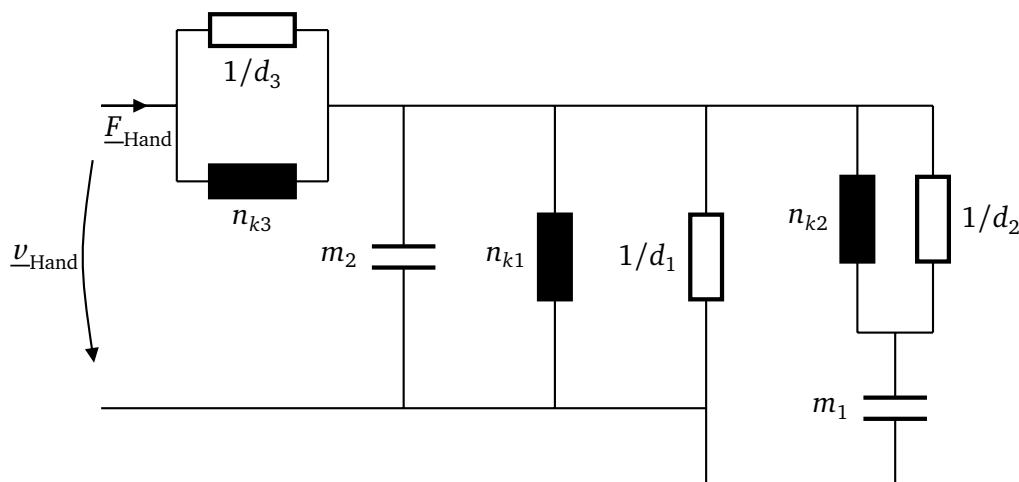


Abb. 6.28: Netzwerk der mechanischen Eigenschaften der menschlichen Hand basierend auf [7, 148]. Die Parameter der Nachgiebigkeiten n massen m sowie Reibungen d wurden in den Arbeiten von KERN messtechnisch ermittelt [7].

Amplitudengang zur Übertragung von Beschleunigungen ist in Abbildung 6.29 aufgeführt. Dabei ist das dämpfende Verhalten der menschlichen Hand berücksichtigt.

Entsprechend der im Entwurf abgeleiteten Anforderungen wird der Voicecoilaktor VM3334-180 (Geeplus Europe Ltd, Backenham, GB) mit einer bei thermisch dauerhaft zulässigen Kraft von 5 N ausgewählt. Die maximal zulässige Auslenkung des Aktors wird auf $500 \mu\text{m}$ begrenzt. Der

bewegliche Zylinder samt Voicecoil wird über Blattfedern mit einer Steifigkeit von 8,5 N/mm in Position gehalten und geführt [148].

Einheit zur Steuerung des Freiheitsgrades Greifen

Dieses Nutzerinterface soll neben der Darstellung des taktilen Feedbacks auch zur Darstellung des in Kapitel 7 betrachteten pseudo-haptischen Feedbacks im Freiheitsgrad Greifen geeignet sein. An dieser Stelle wird die konstruktive Umsetzung der dazu notwendigen Eingabeeinheit zur Steuerung des Endeffektorschließwinkels betrachtet.

Im Gegensatz zu den zuvor vorgestellten Nutzerinterfaces gibt der Nutzer den Endeffektorschließwinkel nicht über die Winkelstellung seines Fingers bzw. einer Pinzettenbranche vor, sondern durch seine Greifkraft zwischen Daumen und Zeigefinger. Daumen und Zeigefinger drücken dabei auf je eine Sensorfläche auf der linken und rechten Seite des Nutzerinterfaces. Die Sensorflächen sind so ausgeführt, dass deren vollführte Auslenkung vernachlässigbar klein ist. Des Weiteren werden die Greifkräfte von Zeigefinger und Daumen getrennt voneinander gemessen, um einen Greifkraftoffset, der sich durch eine Feedbackausgabe in den räumlichen Freiheitsgraden ergeben kann, aus dem eigentlichen Greifkraftsignal herausrechnen zu können. Zur Messung der Greifkraft kommen zwei Sensoren des Typs Km 10 – 50 N (ME-Meßsysteme GmbH, Henningsdorf, Deutschland) zum Einsatz. Die Griffsituation zur Steuerung des Freiheitsgrades Greifen wird in Abbildung 6.26, a) verdeutlicht.

6.5.2 Charakterisierung und Eigenschaftsabsicherung

Zur Eigenschaftsabsicherung des Nutzerinterfaces werden die experimentellen Ergebnisse der Charakterisierung, dargestellt in Abbildung 6.29, mit den sich aus dem Entwurf ergebenden Sollwerten verglichen. Analog zum Schema der Messung der Übertragungsfunktion aus Abbildung 6.16 wird im Folgenden die Übertragungsfunktion des taktilen Nutzerinterfaces bestimmt. Hierzu wird der Voicecoilaktor mit einem frequenzveränderlichen periodischen Stromsignal konstanter Amplitude beaufschlagt und die sich daraus ergebende Beschleunigung gemessen. Unter der Voraussetzung der aus der Lorentzkraft resultierenden Proportionalität von Strom und Kraft am Voicecoilaktor ergibt sich somit das gemessene Übertragungsverhalten von $a_{\text{taktil}}/F_{\text{aktor}}$. Unter Annahme des Zusammenhangs $F_{\text{aktor}} = m_{\text{bewegt}} \cdot a_{\text{taktil}}$ lässt sich daraus mit Kenntnis der bewegten Masse auf das Übertragungsverhalten des Nutzerinterfaces in der Form $a_{\text{taktil}}/a_{\text{soll}}$ schließen.

Das Übertragungsverhalten des taktilen Nutzerinterfaces zeigt nahezu lineares Übertragungsverhalten im Frequenzbereich 50 Hz bis 1 kHz. Gegenüber dem Entwurf ist eine Dämpfung des übertragenen Signals zu erkennen, was auf eine in der Motorsteuerung nicht optimal hinterlegte Kalibration der Motorstromkonstante hindeutet. Die geforderte maximale Beschleunigung von 15 m/s^2 lässt sich über den gesamten Frequenzbereich erreichen [148].

In Abbildung 6.29 sind die Messwerte der Übertragungsfunktion des kinematischen Mechanismus *DELTA120* gemeinsam mit der gemessenen Übertragungsfunktion des taktilen Nutzerinterfaces aufgetragen. Am Verlauf der Graphen zeigt sich das Tiefpassverhalten des deltaki-

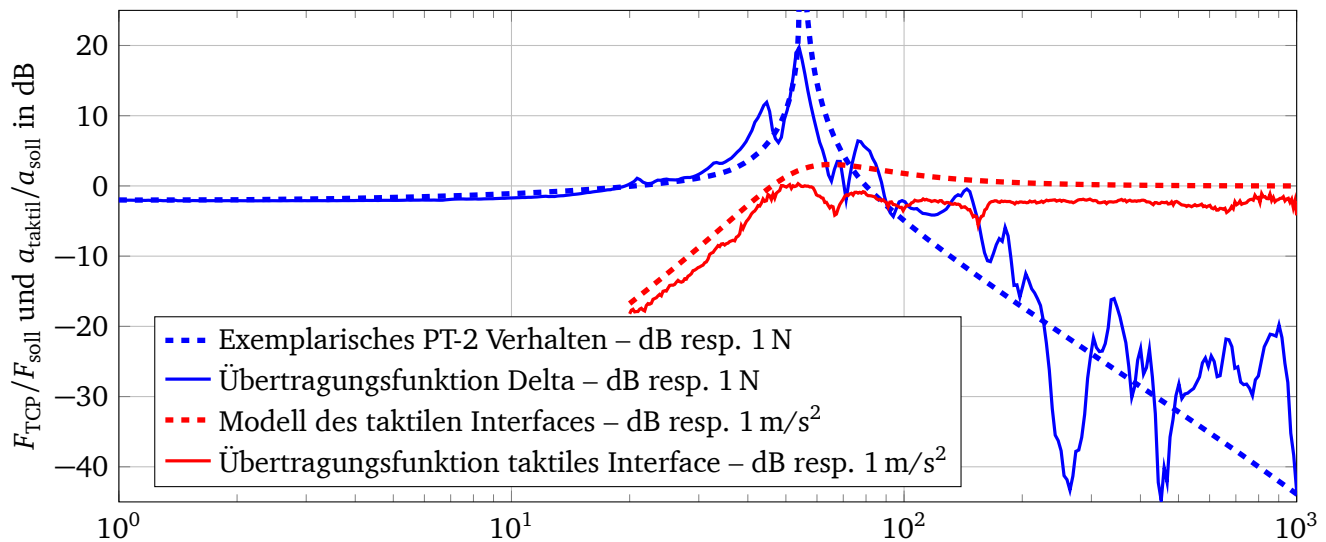


Abb. 6.29: Resultat der frequenzabhängigen Kombination von kinästhetischem- und vibrotaktilen haptischem Feedback.

Übertragungsverhalten des taktilen Nutzerinterfaces im Vergleich zum Übertragungsverhalten des deltakinematischen Mechanismus DELTA120. Gegenüberstellung von Entwurf und Charakterisierung des Übertragungsverhaltens des taktilen Nutzerinterfaces. Die Messkurve stellt den Mittelwert aus 6 Messungen dar. Gemeinsame Darstellung des Übertragungsverhaltens des taktilen Interfaces und des kinematischen Mechanismus DELTA120. Übertragungsfunktion des DELTA120 an TCP Position $x = y = 0 \text{ cm}$ $z = 20 \text{ cm}$, Messrichtung z .

nematischen Mechanismus, sowie das im betrachteten Frequenzbereich bestehende Hochpassverhalten des taktilen Nutzerinterfaces. Aus der Überlagerung der Amplitudengänge lässt sich erkennen, dass unter Einsatz des taktilen Nutzerinterfaces die Möglichkeit besteht, haptische Informationen im gesamten Frequenzbereich der haptischen Wahrnehmung mit nahezu konstantem Amplitudengang zu übertragen.

6.6 Systemintegration und Chirurgenarbeitsplatz

Zur Steuerung des Chirurgieroboters werden die in den vorherigen Abschnitten beschriebenen Komponenten zu Bedieneinheiten kombiniert. Die Integration der Bedieneinheiten für den linken und rechten Endeffektor in einen gemeinsamen Aufbau ergibt die Bedienkonsole, an welcher der Chirurg zur Steuerung des Single-Port-Systems arbeitet.

6.6.1 Integration aller Freiheitsgrade der Bedieneinheit

Entsprechend der in Abbildung 6.1 hergeleiteten Grundstruktur werden die einzelnen Komponenten der Bedieneinheit integriert. Die Integration ist in den Abbildungen 6.30 und 6.31 visualisiert.

Die Basis der beiden Bedieneinheiten zur Steuerung des linken und rechten Manipulators stellt jeweils ein deltakinematischer Mechanismus dar. An das im TCP des deltakinematischen Mechanismus vorgesehene Kardangelenkwird das um seine Längsachse rotierbare Nutzerinterface

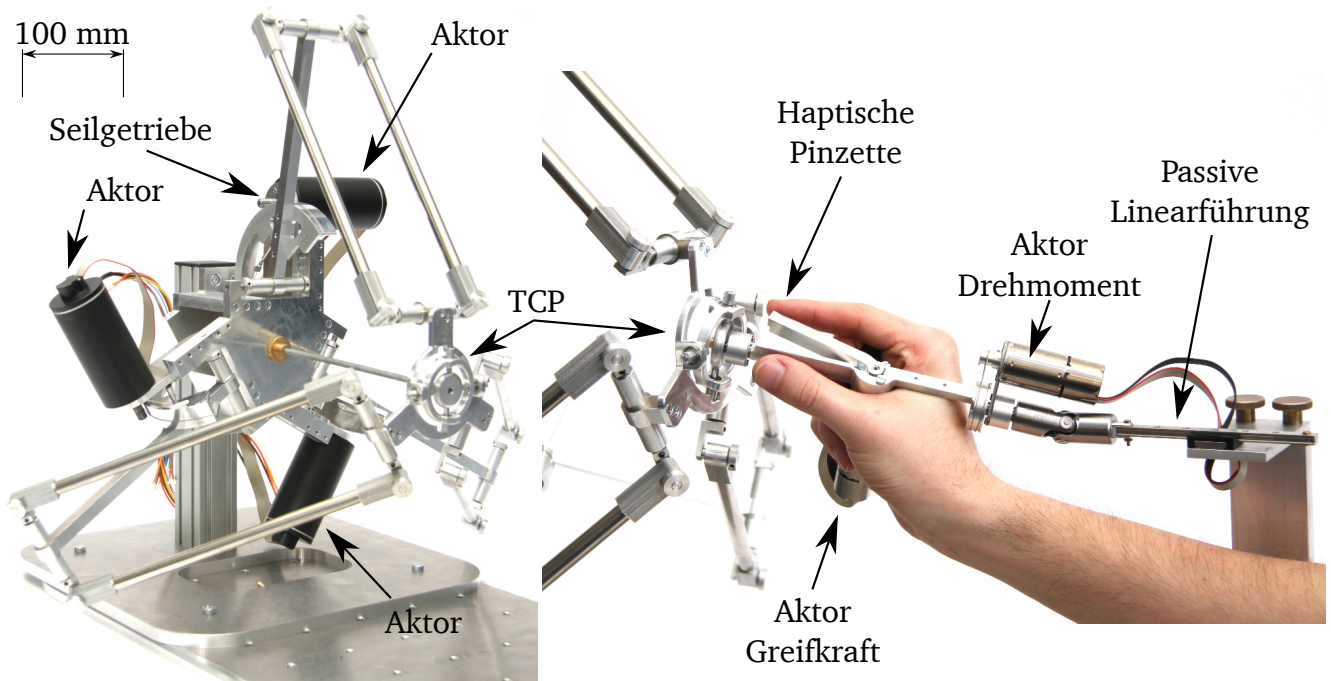


Abb. 6.30: Systemintegration von deltakinematischem Mechanismus *DELTA120* und haptischem Pistolengriff zu einer Bedieneinheit.

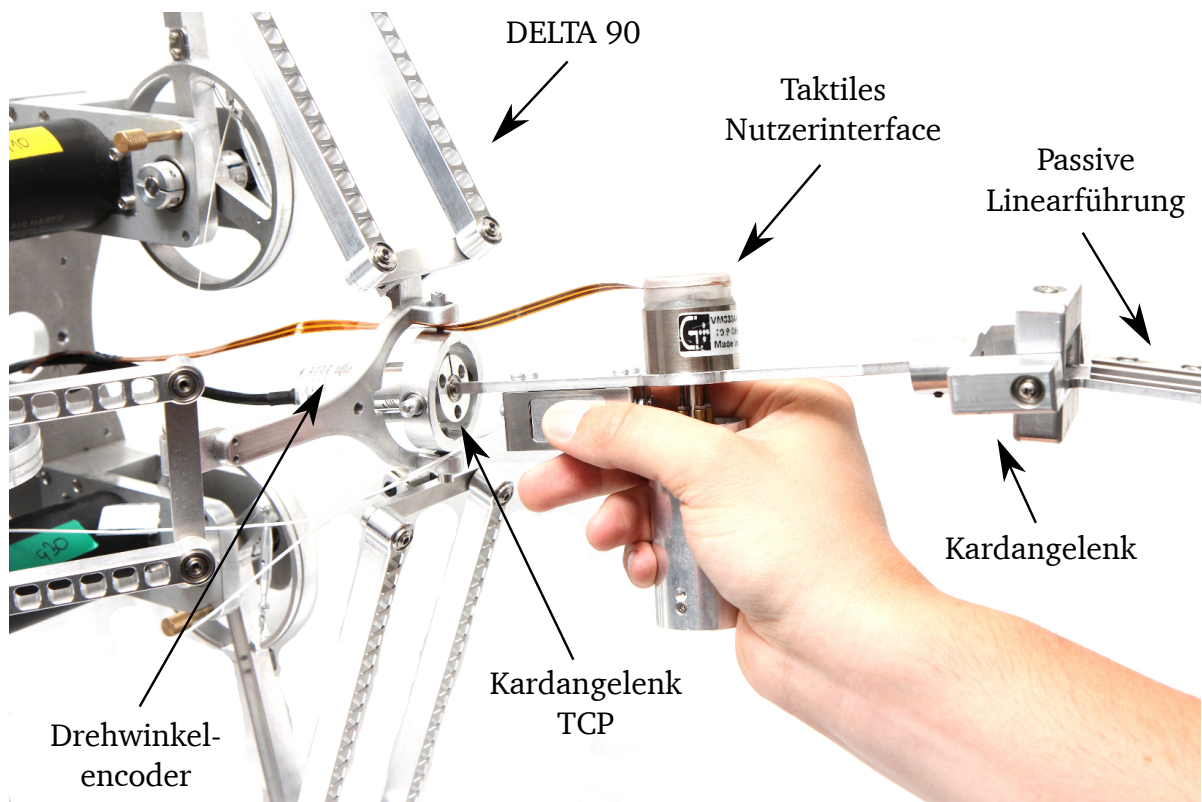


Abb. 6.31: Systemintegration von parallelkinematischem Mechanismus *DELTA90* und dem vibrotaktilen Nutzerinterface.

angeschlossen. In der mittleren Drehachse des Kardangelenks ist ein Winkelencoder zur Messung des Rotationswinkels des Nutzerinterfaces vorgesehen. Rückseitig wird das Nutzerinterface ebenfalls über ein Kardangelenk an die passive Linearführung angekoppelt, welche die Beschränkung der Freiheitsgrade intrinsisch gewährleistet und damit eine optimale Kopplung der Nutzerfreiheitsgrade auf die Endeffektorkinematik gewährleistet. In der rückseitigen Ankopplung des Nutzerinterfaces an das Kardangelenk ist ebenfalls ein Drehgelenk um die Längsachse des Nutzerinterfaces vorgesehen, um die freie Rotierbarkeit zu gewährleisten.

6.6.2 Bedienkonsole und Arbeitsweise

Die Kombination aus zwei Bedieneinheiten sowie einem Monitor zur Visualisierung des Operationsfeldes bildet gemeinsam die Bedienkonsole, von welcher aus der Chirurg alle Funktionen des Chirurgieroboters steuert. Die Bedienkonsole wird entsprechend der gängigen Vorgaben zur Gestaltung eines Arbeitsplatzes entworfen [149, 150]. Dies beinhaltet grundsätzliche Überlegungen zu Höhenverhältnissen zwischen Stuhl, Armauflage der Bedieneinheit und dem Monitor sowie zu den Interaktionsradien des Nutzers, um ein möglichst ergonomisches Arbeiten zu ermöglichen.

Das Konzept der Bedienkonsole ist in Abbildung 6.32 dargestellt. Diese ermöglicht die flexible

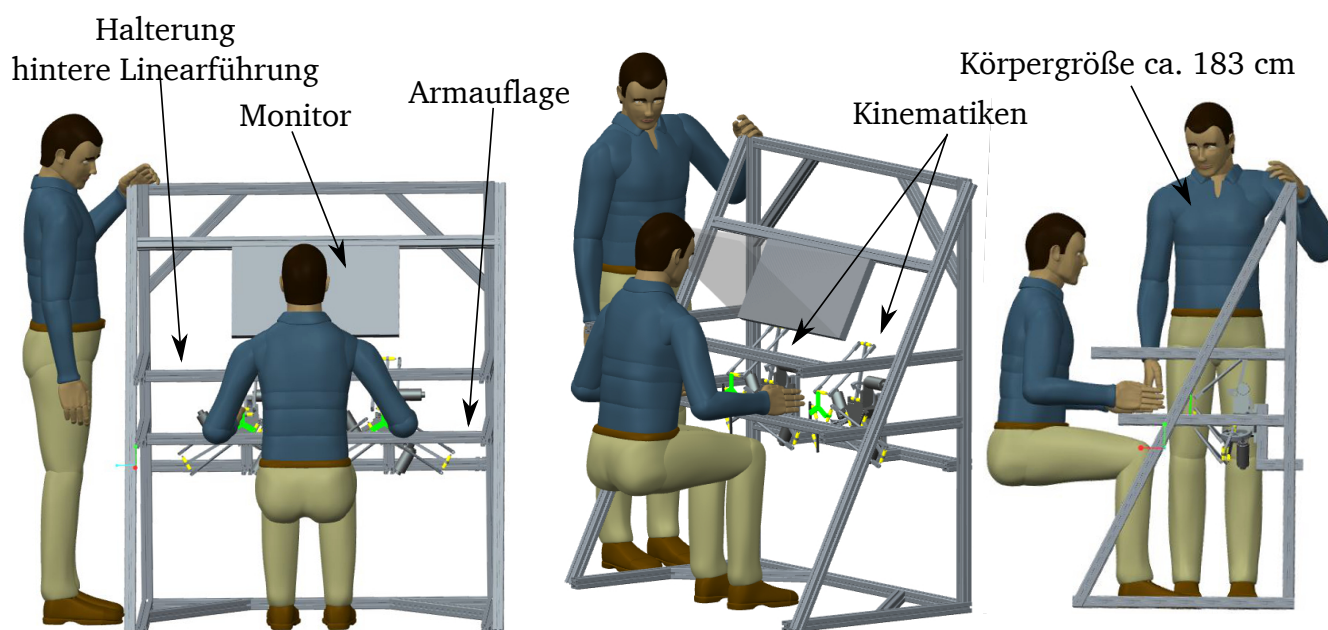


Abb. 6.32: CAD-Modell der Bedienkonsole zur Steuerung des Single-Port-Roboters.

Anordnung aller Komponenten und deren stufenlose Einstellung in Position und Winkel. Des Weiteren ist eine Armauflage für ermüdungsfreies Arbeiten integriert, welche unabhängig von sonstigen Komponenten der Bedieneinheiten eingestellt werden kann. Die Höhe der Bedieneinheiten lässt sich so verändern, dass die Arbeit an der Konsole sowohl sitzend als auch stehend erfolgen kann.

Der Kooperationspartner am Universitätsklinikum Tübingen führt Studien zur optimalen Ausrichtung von Bedienelementen und des Monitors durch, um Anordnungen zu identifizieren, die

möglichst gute Operationsergebnisse bei geringer Ermüdung gestatten. Hierzu werden mit vereinfachten Aufbauten und mit Techniken der virtuellen Realität Versuchsanordnungen geschaffen.

Aus den Untersuchungen ergibt sich die Empfehlung, die Bedieneinheiten und damit die Hauptarbeitsrichtung unter einem Neigungswinkel von 30° anzuordnen, um damit die Arbeitsrichtung und Kamerablickrichtung übereinzubringen. In gleicher Ausrichtung sollte der Monitor angebracht sein. Des Weiteren zeigen die Untersuchungen, dass eine leicht triangulierende Arbeitsweise mit einem Winkel von 20° zueinander die besten Ergebnisse ergibt. Die Ergebnisse werden jedoch unter der Einschränkung angegeben, dass es jedem Operator selbst überlassen sein sollte, für sich die zu seiner Arbeitsweise passende, ergonomischste Ausrichtung der Bedieneinheiten zu finden [151].

Der Gesamtaufbau der Bedienkonsole inklusive der integrierten Bedieneinheiten ist in Abbildung 6.33 dargestellt. Die aus der Abbildung ersichtliche Ausrichtung und Anordnung der Ele-

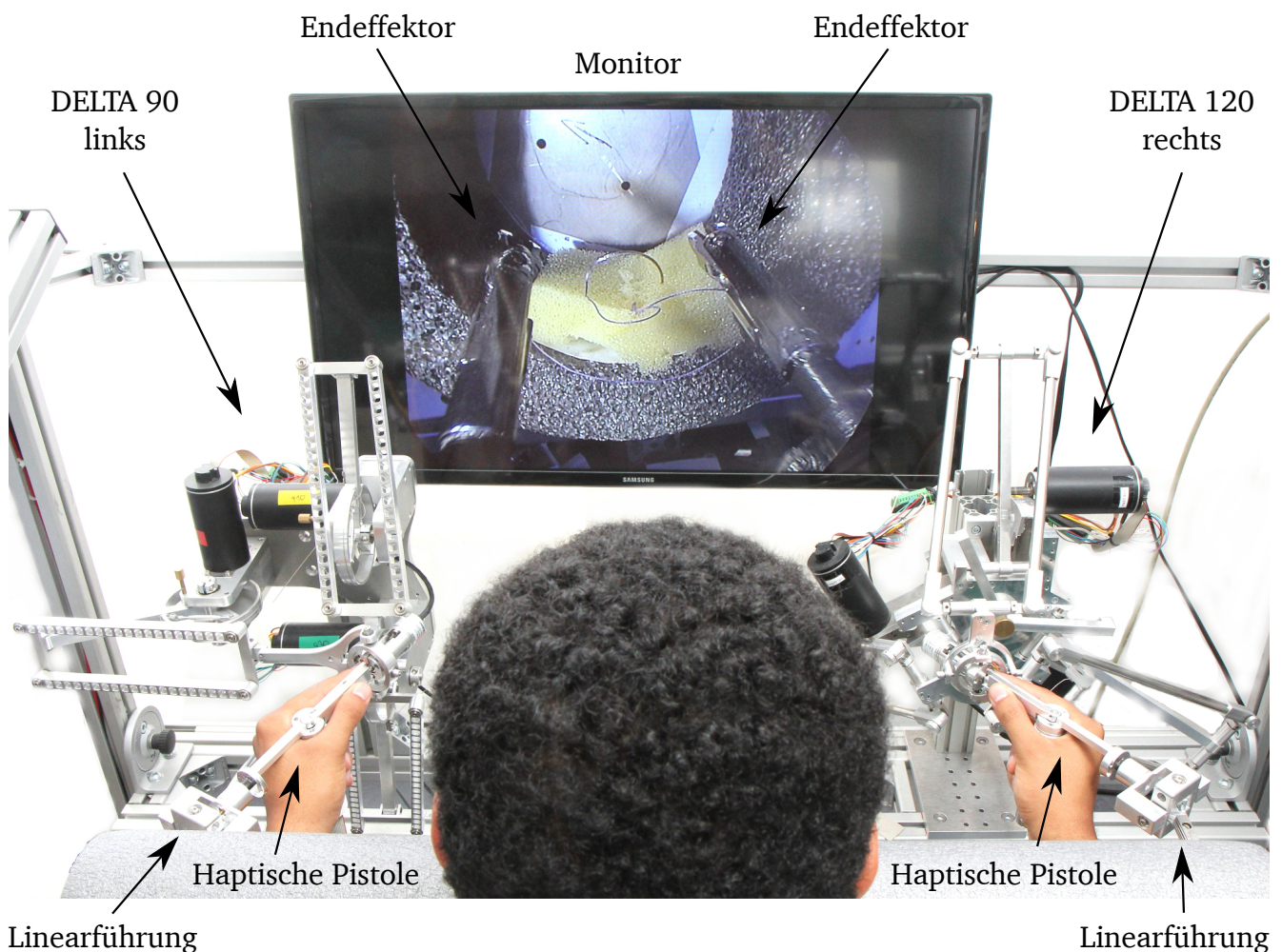



Abb. 6.33: Bedienkonsole des Teleoperationssystems FLEXMIN.

Nutzer in Kontakt mit den Bedieneinheiten für den linken und rechten Manipulator. Die linke Bedieneinheit besteht aus dem parallele kinematischen Mechanismus DELTA90 und dem Nutzerinterface „haptischer Pistolengriff“. Auf der rechten Seite kommt das DELTA120 zum Einsatz mit einem „haptischem Pistolengriff“ als Nutzerinterface zum Einsatz.



mente stellt die Basis für die in dieser Arbeit durchgeführten Probandenversuche (vgl. Kapitel 9) dar. Eine Überprüfung der in den Vorstudien ermittelten Werte zur Position und Ausrichtung der haptischen Komponenten am realen Teleoperationssystem sind Bestandteil zukünftiger Untersuchungen.

7 Pseudo-Haptik in haptischer Teleoperation

Die bisher beschriebenen Systeme zur Darbietung haptischen Feedbacks basieren auf hybrid-kinematischen Mechanismen. Für jeden Freiheitsgrad in dem haptisches Feedback dargeboten werden soll, ist ein eigener Aktor mit nachgeschaltetem kinematischem Mechanismus vorgesehen. Im konkreten Fall der vorgestellten Bedienelemente müssen die Aktoren des deltakinematischen Mechanismus die Aktoren der Freiheitsgrade Greifen und Rotation stetig mit tragen und bewegen. Dies führt zu großen bewegten Massen im System sowie zu Nachgiebigkeiten im Kraftwirkungspfad zwischen den in der Basis angebrachten Aktoren und der Hand, bzw. der Finger, an denen das haptische Feedback dargeboten werden soll. Je weiter entfernt sich dabei ein Freiheitsgrad von der Basis befindet, desto größer ist dessen negativer Einfluss auf das dynamische Verhalten des gesamten Systems. Ziel ist es daher, die Anzahl aktiver Freiheitsgrade und Massen, vor allem im Nutzerinterface, so weit wie möglich zu reduzieren, um damit den Konstruktionsaufwand zu verringern, die Anforderungen an die Aktoren aktiver Freiheitsgrade zu reduzieren und insgesamt das dynamische Übertragungsverhalten des Gesamtsystems zu verbessern.

Eine mögliche Konzept um diese Ziele zu erreichen stellt der Einsatz *pseudo-haptischen Feedbacks* dar. Hierbei wird zur Reduzierung von bewegten Massen sowie zur Erhöhung der Steifigkeit im Kraftwirkungspfad von der Basis des Systems bis zum Nutzer, eine bewusste Reduzierung der Dynamik in einem Freiheitsgrad der Bedieneinheit vorgenommen, um eine Verbesserung für das Gesamtsystems zu erzielen. Zur Darstellung pseudo-haptischen Feedbacks sind keine aktiven Komponenten und keine beweglichen Teile im jeweiligen Freiheitsgrad der Bedieneinheit notwendig. Damit lässt sich die Darstellungsmethode *pseudo-haptisches Feedback* ressourcensparend und mit geringem Aufwand implementieren. Zum Einsatz dieses Konzeptes bietet sich der Freiheitsgrad „Greifen“ an. Hierauf beziehen sich vorzugsweise die folgenden Untersuchungen. Eine Übertragung auf andere Freiheitsgrade ist jedoch möglich.

Ziel dieses Kapitels ist die Untersuchung prinzipieller Mechanismen des pseudo-haptischen Feedbacks. Darauf aufbauend werden, aus Anwendungen in der virtuellen Realität, bekannte Prinzipien analysiert und deren Übertragbarkeit auf die haptische Teleoperation geprüft. Möglichkeiten zur Implementierung des Verfahrens in der Teleoperation werden hergeleitet und experimentell untersucht. Abschließendes Ziel ist der Nachweis der erfolgreichen Umsetzung von pseudo-haptischem Feedback in der Teleoperation und die Ableitung von verallgemeinerten Entwurfs- und Optimierungskriterien für den Einsatz pseudo-haptischen Feedbacks.

7.1 Grundlagen pseudo-haptischen Feedbacks

Pseudo-haptisches Feedback ist eine haptische Rückkopplungsmethode, die auf der bewusst erzeugten Inkongruenz zwischen visueller und haptischer Wahrnehmung beruht. Dabei besteht die pseudo-haptische Wahrnehmung der Umgebung in der Illusion einer nicht real vorliegen-

den haptisch wahrnehmbaren Größe. Die tatsächlich wahrgenommenen Reize der haptischen Interaktion werden durch die visuellen Eindrücke der stattfindenden Interaktion überlagert und durch Erfahrungswissen im Gehirn zu einem bekannten Reiz zusammen geführt [152, 153]. Begünstigt wird die Wahrnehmung des pseudo-haptischen Feedbacks durch die Tatsache, dass bei räumlicher Interaktion und Bewegung die haptische Wahrnehmung von der visuellen dominiert wird [154].

Eingeführt wurde pseudo-haptisches Feedback durch LÉCUYER [155] als Möglichkeit zur Darbietung haptischer Reize während der Interaktion mit virtuellen Umgebungen.

7.1.1 Stand der Forschung und Anwendungsbeispiele

In *virtueller Realität* (VR) wird pseudo-haptisches Feedback in unterschiedlichen Anwendungen eingesetzt. Beispielsweise kann bei der Bedienung eines Computers mit der Computermaus der haptische Eindruck von Reibung oder Anziehung hervorgerufen werden, indem die Geschwindigkeit des Mauszeigers abhängig vom Interaktionsfall geändert wird. Soll eine erhöhte Reibung dargestellt werden, wird die Geschwindigkeit des Mauszeigers im Verhältnis zur Bewegung der Computermaus reduziert. Der Bediener muss dadurch im Bereich höherer Reibung mit seiner Hand einen größeren relativen realen Weg zurück legen, um die gleiche relative Bewegung des Mauszeigers zu erhalten [156–158]. Die von der Hand vollführte Bewegung ergibt kombiniert mit der visuell wahrgenommenen Geschwindigkeit des Mauszeigers ein wahrnehmbares haptisches Feedback. Da der wahrgenommene haptische Eindruck nicht real vorliegt, spricht man von pseudo-haptischem Feedback [153].

Während im zuvor beschriebenen Experiment der Bewegung des Bedieners bei der Steuerung des Mauszeigers kein Widerstand entgegen gesetzt wird (man spricht hierbei von einem *isotonischen* Eingabegerät [159]), steuert der Nutzer im folgenden Experiment einen virtuellen Quader durch Ausübung einer Kraft auf ein *isometrisches* Eingabegerät, welches keine Auslenkung zulässt. Dabei ist die Geschwindigkeit des Quaders proportional zu der vom Nutzer aufgebrauchten Kraft, während der Nutzer zur Ausübung der Kraft keine Bewegung vollführt [160]. Das Systemverhalten des von LÉCUYER durchgeführten, sogenannten *Sumpf-Experimentes* ist in Abbildung 7.1 dargestellt [156].

Hält der Nutzer die Kraft am Eingabegerät konstant, bewegt sich der Quader in der virtuellen Umgebung mit konstanter Geschwindigkeit v in Richtung x . Hält der Nutzer die Kraft in dem Moment, in dem der Quader eine Fläche erhöhter Reibung r passiert, am Eingabegerät weiterhin konstant, verringert sich dessen Geschwindigkeit v . Um die Geschwindigkeit des Quaders auch im Bereich erhöhter Reibung konstant zu halten, muss der Bediener die Kraft am Eingabegerät erhöhen. Den Unterschied zwischen der notwendigen Kraft, um die visuell wahrgenommene Geschwindigkeit des Quaders konstant zu halten, nimmt der Bediener als unterschiedliche Werte von Reibung wahr. Wird das Experiment mit dem zuvor eingeführten isotonischen Eingabegerät durchgeführt, lassen sich vergleichbare Beobachtungen anstellen.

Die Nutzbarkeit von pseudo-haptischem Feedback hat LÉCUYER auch für die Darbietung anderer Materialeigenschaften gezeigt. Er führte hierzu mehrere Experimente in Bezug auf die pseudo-haptische Wahrnehmung und durch unterschiedliche visuelle Reize hervorgerufene Beeinflus-

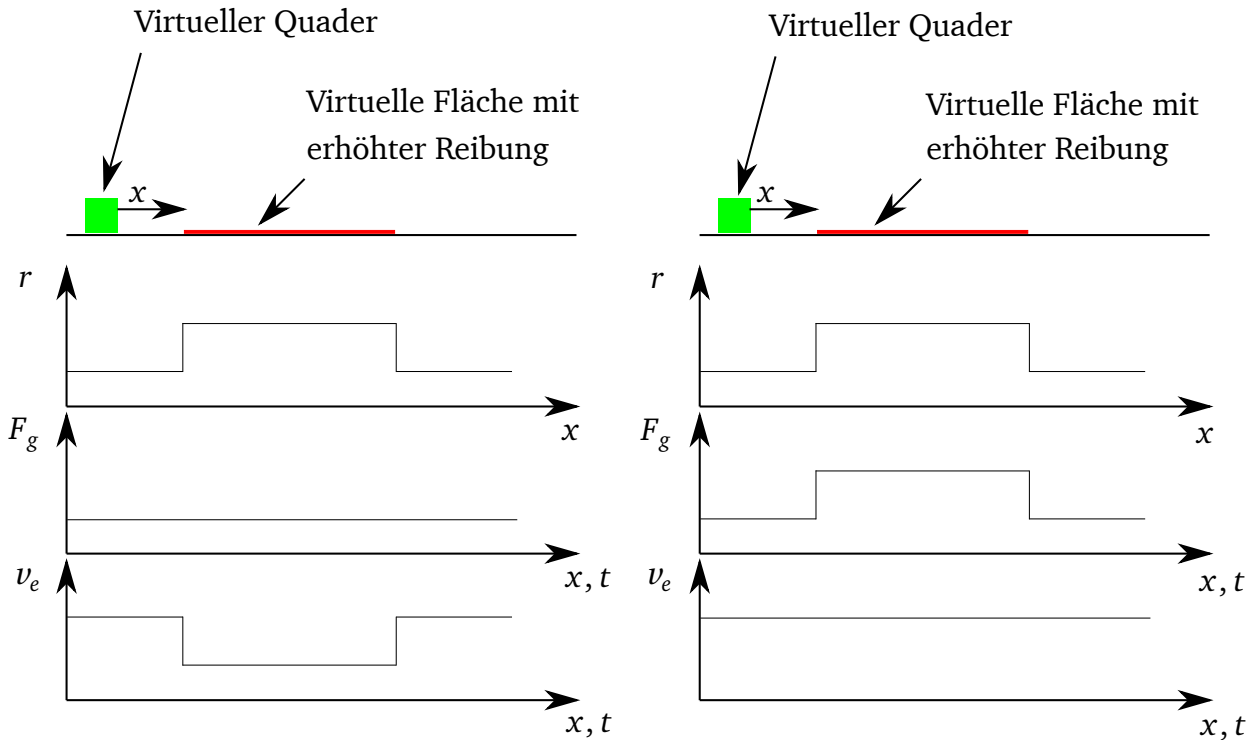


Abb. 7.1: Ein- und Ausgangssignale des Sumpf-Experimentes.

Im auf der linken Seite dargestellten Verlauf führt eine über die gesamte Zeit konstante Krafteingabe des Nutzers F_g zu einer Reduzierung der Bewegungsgeschwindigkeit v des Quaders im Bereich der erhöhten Reibung r . Im rechten Verlauf passt der Nutzer seine Krafteingabe in entsprechender Weise an, um die Geschwindigkeitsreduktion im Bereich erhöhter Reibung auszugleichen und damit über den gesamten Verlauf eine konstante Geschwindigkeit des Quaders einzustellen. Der Unterschied zwischen den aufgebrachten Kräften, um die Geschwindigkeit konstant zu halten, kann durch den Nutzer als Reibung wahrgenommen werden.

sung der Wahrnehmung von Nachgiebigkeiten durch [155, 156]. Um zu zeigen, dass die Wahrnehmung von Nachgiebigkeit pseudo-haptisch simuliert werden kann, ließ er mehrere Probanden mit einem Kolben, ähnlich einer medizinischen Spritze, auf einen *Spaceball*, bzw. eine *3D-Maus* drücken. Der *Spaceball* wurde dabei als Eingabegerät für die virtuelle Umgebung genutzt und nahm die Nutzerinteraktion in Abhängigkeit der ausgeübten Greifkraft auf. In der virtuellen Umgebung führten die Kräfte zur Auslenkung einer visuell darstellbaren Spritze, deren Federsteifigkeit via Software eingestellt werden konnte. Abhängig von der vordefinierten Kennlinie zwischen Interaktionskraft und der visuell dargestellten Auslenkung der Spritze, nimmt der Nutzer unterschiedliche Nachgiebigkeiten wahr. LÉCUYER beschreibt das wahrgenommene Verhalten als

$$D_{\text{virtual}} = \frac{F_{\text{user}}}{K_{\text{virtual}}}, \quad (7.1)$$

mit D_{virtual} als virtuell dargestellte Auslenkung des Kolbens; F_{user} , die vom Nutzer aufgebrachte Interaktionskraft und K_{virtual} die virtuelle Federsteifigkeit der dargebotenen Spritze. Verallgemeinern, für alle mit pseudo-haptischem Feedback darstellbaren Größen, lässt sich das

Verhalten durch das sogenannte *Control/Display Verhältnis* (C/D), wobei die Änderung des Verhältnisses aus realer Interaktion (C) und visuell wahrgenommener virtueller Reaktion auf dem Monitor (D) die Intensität des wahrgenommenen *pseudo-haptischen Feedbacks* skaliert [156]. Bezogen auf das praktische Beispiel in Abbildung 7.1 stellt das C/D Verhältnis das Verhältnis der vom Nutzer real aufgebrauchten Kraft und der daraus resultierenden Geschwindigkeit des virtuellen Objektes dar.

Um die Wahrnehmung pseudo-haptisch dargebotener Nachgiebigkeiten einordnen zu können, lässt LÉCUYER Probanden zunächst virtuelle Nachgiebigkeiten miteinander vergleichen und ermittelt daraus eine JND (Just Noticeable Difference, WEBER Bruch) von durchschnittlich $JND=6,15\%$. Die dargebotenen Nachgiebigkeiten im Versuch legte er mit Werten von 4 mm/N, 2,75 mm/N und 1,8 mm/N fest und variierte diese um bis zu 20 % [156]. Mit seinen Ergebnissen liegt er im Bereich der für reale Nachgiebigkeiten abgeleiteten JND-Werte ($JND=8\%$ [161]). Anschließend bot er seinen Probanden virtuelle Nachgiebigkeiten dar und ließ diese mit realen Nachgiebigkeiten gleicher geometrischer Abmessungen vergleichen. Hierbei ermittelt er eine durchschnittliche JND von 13,4 %.

In weiteren Studien leitet LÉCUYER ab, dass man einem Nutzer durch geschickte Variation des visuellen Feedbacks die Wahrnehmung der von ihm real durchgeführten Bewegung ändern kann. Daraus folgt, dass durch pseudo-haptische Anwendungen in virtueller Realität die von Probanden real ausgeführte Fingerbewegung von 5 mm als Auslenkungen von bis zu 40 mm (Durchschnitt 27 mm) wahrgenommen werden [155, 156]. Weitere Versuche in Bezug auf pseudo-haptische Wahrnehmung von Bewegungen der gesamten Hand sind in [162] beschrieben.

Aus den Erkenntnissen im Bereich der Untersuchungen zur Wahrnehmung von pseudo-haptischem Feedback zeigt sich, dass der Grad, wie realistisch das Feedback vom Nutzer wahrgenommen wird, neben der Güte des visuellen Feedbacks auch von der real verrichteten Arbeit des Nutzers abhängt [163]. So werden virtuelle Nachgiebigkeiten als realistischer wahrgenommen, wenn dem Nutzer am isometrischen Eingabegerät eine kleine Auslenkung der Finger gestattet wird. Dabei hat die Größe der Auslenkung und deren Zusammenhang mit dem Wert der virtuell dargestellten Nachgiebigkeit weniger Einfluss auf das Ergebnis als die Tatsache, dass der Proband überhaupt eine Bewegung ausgeübt und damit bei der Exploration Arbeit verrichtet. Gleiches Verhalten zeigt sich auch in Studien zur pseudo-haptischen Darstellung von Drehmomenten [164].

DOMINJON et.al. und YAMAMOTO et.al. zeigten unabhängig voneinander in ihren Studien, dass sich durch angepasstes visuelles Feedback auch der wahrgenommene Eindruck von Massen ändern kann [165, 166]. Dabei erzeugt die Inkongruenz zwischen real wahrgenommenen Massen, bzw. Gewichtskräften, und dem virtuellen Verhalten der Masse auf einem Computermonitor einen von der Realität abweichenden pseudo-haptischen Eindruck.

Pseudo-haptisches Feedback wurde in anderen Studien genutzt, um Texturen und Oberflächenstrukturen von Objekten zu simulieren. Dabei lässt sich die haptisch wahrgenommene Form eines Objektes abhängig vom visuellen Feedback der virtuellen Realität manipulieren [167, 168]. In [169] wird beschrieben, dass pseudo-haptisch, ohne aktives Nutzerinterface, das Relief einer Oberflächenstruktur dargestellt werden kann. HACHISU verstärkt in seinen Studien die pseudo-haptische Wahrnehmung von Texturen und Oberflächen zusätzlich durch taktilen Feed-

back [170].

Im wissenschaftlichen Kontext findet pseudo-haptisches Feedback des weiteren Anwendung in Computerspielen, VR-Trainingsgeräten für technische Prozesse sowie medizinischen Simulatoren und im Bereich der Psychologie zur therapeutischen Unterstützung [155, 171, 172].

7.1.2 Fazit

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass pseudo-haptisches Feedback eine geeignete Methode ist, um einem Nutzer den Eindruck zu vermitteln, haptisch mit einer virtuellen Umgebung zu interagieren, ohne ein aktives räumliches haptisches Feedback sowie ein haptisches Rendering zur Verfügung stellen zu müssen. Dabei ist es möglich, pseudo-haptisch wahrnehmbare Unterschiede in Reibung, Masse, Nachgiebigkeit sowie von Texturen herzustellen. Unterschiedliche Arten von Nutzerinterfaces ermöglichen das Erreichen unterschiedlicher Güte pseudo-haptischen Feedbacks. Hervorzuheben ist, dass die vom Nutzer real verrichtete Arbeit einen entscheidenden Einfluss auf die Güte des wahrgenommenen pseudo-haptischen Feedbacks zu haben scheint.

Im Rahmen der Recherche konnte keine Quelle gefunden werden, die den Einsatz pseudo-haptischen Feedbacks in einer Teleoperationsanwendung beschreibt. Der Ansatz zur Verwendung pseudo-haptischen Feedbacks in der Teleoperation wurde im Rahmen dieser Arbeit zum *Patent* angemeldet [173].

7.2 Überführung der Prinzipien des pseudo-haptischen Feedbacks in die Teleoperation

In diesem Kapitel werden die Mechanismen *pseudo-haptischen Feedbacks* auf Teleoperationssysteme übertragen. Das Prinzip wird ausgehend von einfachen Beziehungsgleichungen zwischen der Nutzereingabe und den Endeffektor Ausgangsgrößen beschrieben und zu Gleichungen erweitert, welche im Teleoperationssystem genutzt werden können. Die Prinzipien werden am Beispiel des Freiheitsgrades „Greifen“ erläutert, da sich die Implementierung von *pseudo-haptischem Feedback* für diesen Freiheitsgrad grundsätzlich gut eignet. Eine Prinzipskizze des Nutzerinterfaces und des Endeffektors mit den im Rahmen der Betrachtung genutzten Koordinaten ist in Abbildung 7.2 dargestellt.

Bei herkömmlichen Teleoperationssystemen steuert ein Nutzer den Endeffektor eines Teleoperationssystems durch die Auslenkung oder Geschwindigkeit seiner Extremitäten. Im Gegensatz dazu steuert ein Nutzer die Auslenkung des Endeffektors x_e des pseudo-haptischen Teleoperationssystems durch eine Greifkraft F_g , die er auf ein Nutzerinterface aufbringt. Dieses Nutzerinterface kann dabei isometrisch gestaltet sein. Die Verkopplungsbeziehung zwischen Greifkräften des Nutzers und der Endeffektorauslenkung wird durch real wirkende Interaktionskräfte des Endeffektors F_e beeinflusst. Die Kombination aus der Änderung der Verkopplungsbeziehung und dem visuellen Eindruck der durch eine Greifkraftänderung des Nutzers erzielten Endeffektorauslenkung führt zu einem wahrnehmbaren haptischen Feedback. Die Systemstruktur eines pseudo-haptischen Teleoperationssystems mit isometrischem Nutzerinterface ist in Abbildung 7.3 dargestellt.

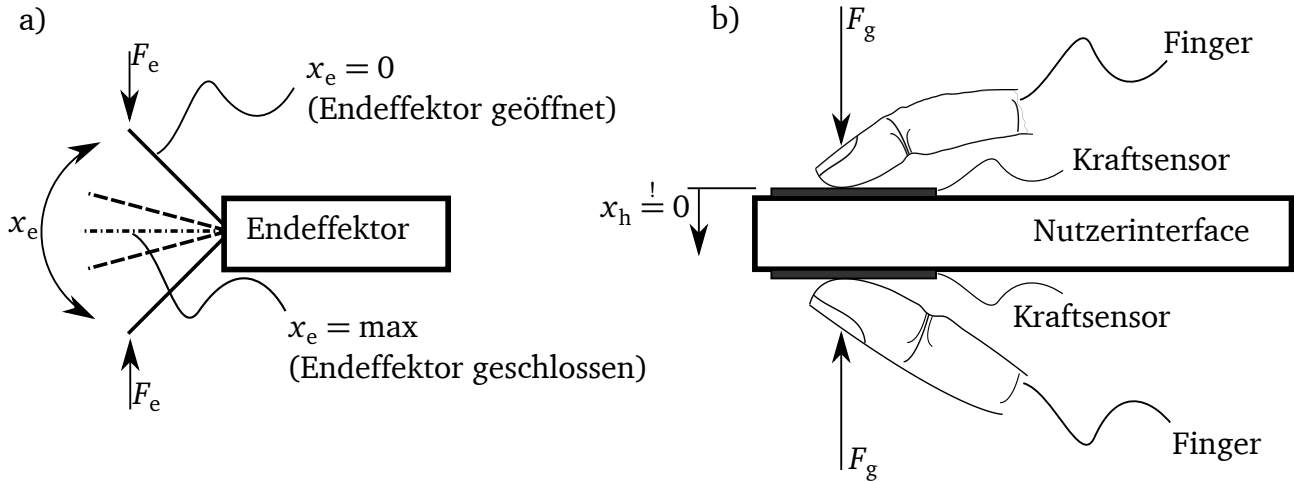


Abb. 7.2: Prinzipzeichnung von Nutzerinterface und Endeffektor für die pseudo-haptische Teleoperation.

a) Endeffektor mit variabler Öffnung der Branchen und integrierter Kraftmessung zwischen den Branchen. Die Kraftmessung ist durch die an den Branchen gekennzeichneten Kraftwerte F_e angedeutet. b) Isometrisches Nutzerinterface zur Messung der Greifkraft F_g des Nutzers.

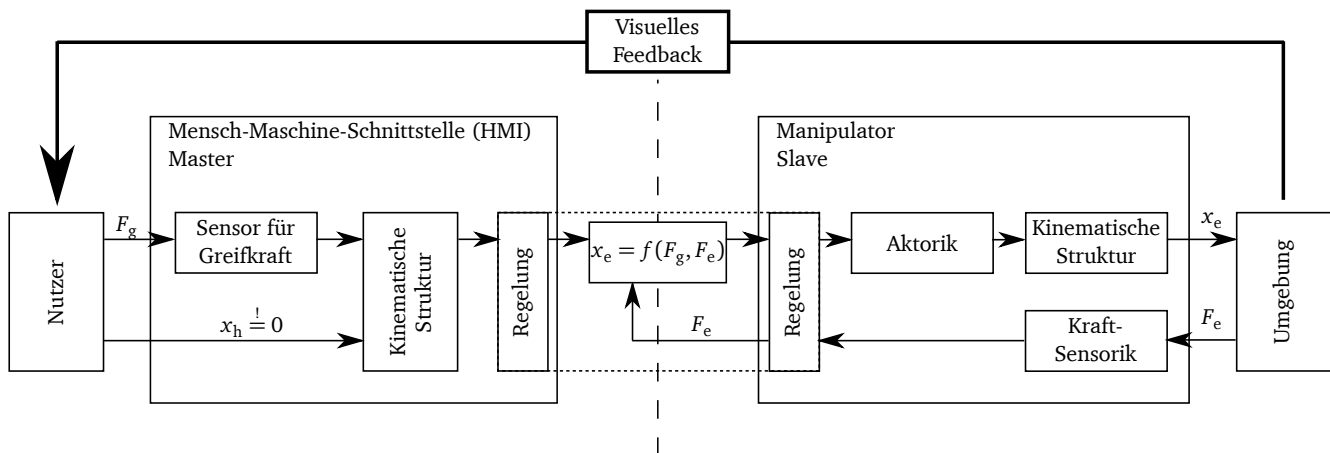


Abb. 7.3: Systemstruktur eines Teleoperationssystems mit pseudo-haptischem Feedback.

Greifkräfte des Nutzers werden gemessen und dienen als Steuergröße für die Auslenkung eines Endeffektors. Die am Endeffektor gemessenen Interaktionskräfte werden nicht an den Nutzer zurück übertragen, sondern ändern die Verkopplungsbeziehung zwischen der Greifkraft des Nutzers und der Auslenkung des Endeffektors.

Allgemein kann die Verkopplungsbeziehung zwischen Greifkraft des Nutzers und der Auslenkung des Endeffektors als Funktion

$$x_e = f(F_g, F_e) \quad (7.2)$$

beschrieben werden, welche im Folgenden als pseudo-haptisches Stellgesetz bezeichnet wird. Dabei beschreiben x_e die Auslenkung des Endeffektors, F_g die Greifkraft des Nutzers und F_e die Interaktionskraft des Endeffektors. Die Größen Greifkraft und Endeffektorkraft sind in der

Art zu verrechnen, dass ein Anstieg der Endeffektorkraft F_e dazu führt, dass der Nutzer eine größere Greifkraft F_g auf das Nutzerinterface aufbringen muss, um eine weitere Auslenkung des Endeffektors x_e zu erzielen.

Die einfachste Berechnungsvorschrift, um das angestrebte Systemverhalten zu erzielen, stellt eine Subtraktion dar. Der Zusammenhang zwischen Greifkraft und Auslenkung des Endeffektors kann mit

$$x_e = s(F_g - F_e), \quad (7.3)$$

beschrieben werden. Dabei beschreibt s einen Skalierungsfaktor mit der Einheit mm/N, um eine Einheitenanpassung der Kraftberechnungen auf die Zielgröße der Auslenkung vorzunehmen. Der sich aus der Gleichung ergebende Zusammenhang ist in Abbildung 7.4 dargestellt.

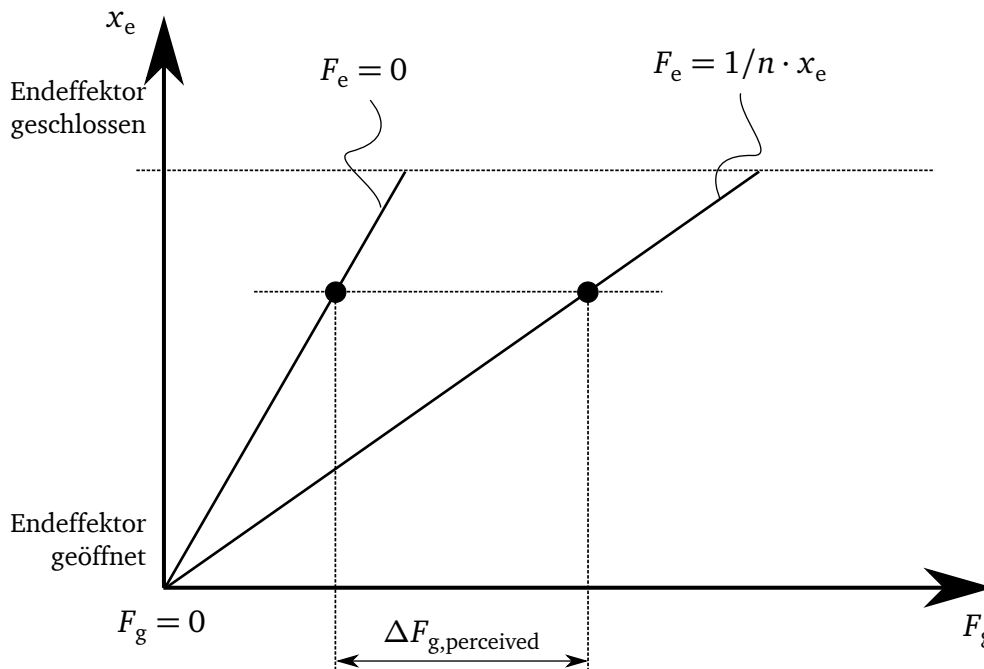


Abb. 7.4: Exemplarische Darstellung der Verkopplungsbeziehung zwischen der Greifkraft eines Nutzers und der Auslenkung eines Endeffektors.

Der wahrnehmbare haptische Eindruck $\Delta F_{g,perceived}$ ergibt sich aus dem Unterschied der notwendigen aufzubringenden Greifkraft F_g am Nutzerinterface zur Erlangung identischer Endeffektorauslenkungen x_e bei unterschiedlichen Bedingungen der Endeffektorinteraktion F_e . In der Abbildung sind die resultierenden Beziehungen für den Leerlauf ($F_e = 0$) sowie die Interaktion mit einer idealen Nachgiebigkeit n dargestellt.

Im Leerlauf, wenn keine Interaktion des Endeffektors mit der Umgebung stattfindet ($F_e = 0$), ist der Zusammenhang zwischen Greifkraft und Endeffektorauslenkung lediglich durch die Wahl des Skalierungsfaktors s bestimmt. Dabei ist jeder Greifkraft genau eine Endeffektorauslenkung zugeordnet.

Bei Interaktion des Endeffektors mit der Umgebung ändert sich die Charakteristik des Systems

in Abhängigkeit von der Umgebung. Für die Interaktion mit beispielsweise einer verlustfreien Nachgiebigkeit n ($F_e = 1/n \cdot x_e$) verändert sich die Steigung der Verkopplungskennlinie. Daraus folgt, dass eine sinkende Nachgiebigkeit und damit steigende Endeffektorkraft bei Auslenkung des Endeffektors dazu führt, dass der Nutzer eine größere Greifkraft am Nutzerinterface aufbringen muss, um die gleiche visuell wahrgenommene Auslenkung des Endeffektors einzustellen. Die Differenz zwischen den Greifkräften der unterschiedlichen Interaktionsfälle, die zur gleichen visuell wahrgenommenen Auslenkung des Endeffektors führen, können als haptisches Feedback wahrgenommen werden.

7.2.1 Variation der Intensität des wahrgenommenen haptischen Feedbacks

Es ist zu erwarten, dass der Grad, wie realistisch pseudo-haptisches Feedback wahrgenommen wird, von der Verkopplungsbeziehung zwischen Greifkraft und Endeffektorauslenkung abhängt. Zu der Basisbeziehung aus Gl. (7.3) werden daher Parameter ergänzt, welche die einzelnen Kraftgrößen skalieren:

$$x_e = s \cdot (a \cdot (F_g - F_{g,offset}) - b \cdot F_e). \quad (7.4)$$

Dabei ist a dimensionslos und skaliert die Steigung der Verkopplungskennlinie für den Leerlauf (Abb. 7.5, b)). Faktor b ist ebenfalls ohne Dimension und skaliert die Rückwirkung der Endeffektorkraft auf die Verkopplungsbeziehung (Abb. 7.5, c)). Die Anpassung der Einheiten der Beziehung erfolgt durch den Skalierungsfaktor s mit Einheit mm/N. Das Verhältnis von a und b zueinander skaliert die Intensität des wahrgenommenen pseudo-haptischen Feedbacks. Dabei ist zu beachten, dass die Faktoren s , a und b sich gegenseitig beeinflussen und daher nicht komplett unabhängig von einander gewählt werden können. $F_{g,offset}$ beschreibt einen optionalen Offset der Greifkraft, welcher vom Nutzer überwunden werden muss, um eine erste Auslenkung des Endeffektors bewirken zu können (Abb. 7.5, d)). Dies führt zu einer Elimination von Rauschen um den Nullpunkt der Greifkraft und erzeugt dabei nur ein Ansprechen des Endeffektors bei bewusster Interaktion des Nutzers mit dem System.

Eine grundsätzlichere Änderung des Zusammenhangs zwischen Greifkraft und Endeffektorauslenkung kann durch die Variation der Berechnungsvorschrift von F_g und F_e (Abb. 7.5, a)) vorgenommen werden. Bei Nutzung der „Division“ von F_g und F_e anstelle deren „Subtraktion“ ist aufgrund des nicht-linearen Zusammenhangs der beiden Größen ein größerer pseudo-haptischer Effekt zu erwarten als bei der „subtraktiven“ Verkopplung. Der Einfluss des Quotienten auf den Wert der Auslenkung ist im Vergleich zur Subtraktion größer, was zu einer höheren Dynamik der notwendigen Greifkräfte am Nutzerinterface führt, um die angestrebte Auslenkung zu erzielen. Der Zusammenhang für „Division“ kann in folgender Basisgleichung

$$x_e = d \cdot \frac{F_g}{F_e} \quad (7.5)$$

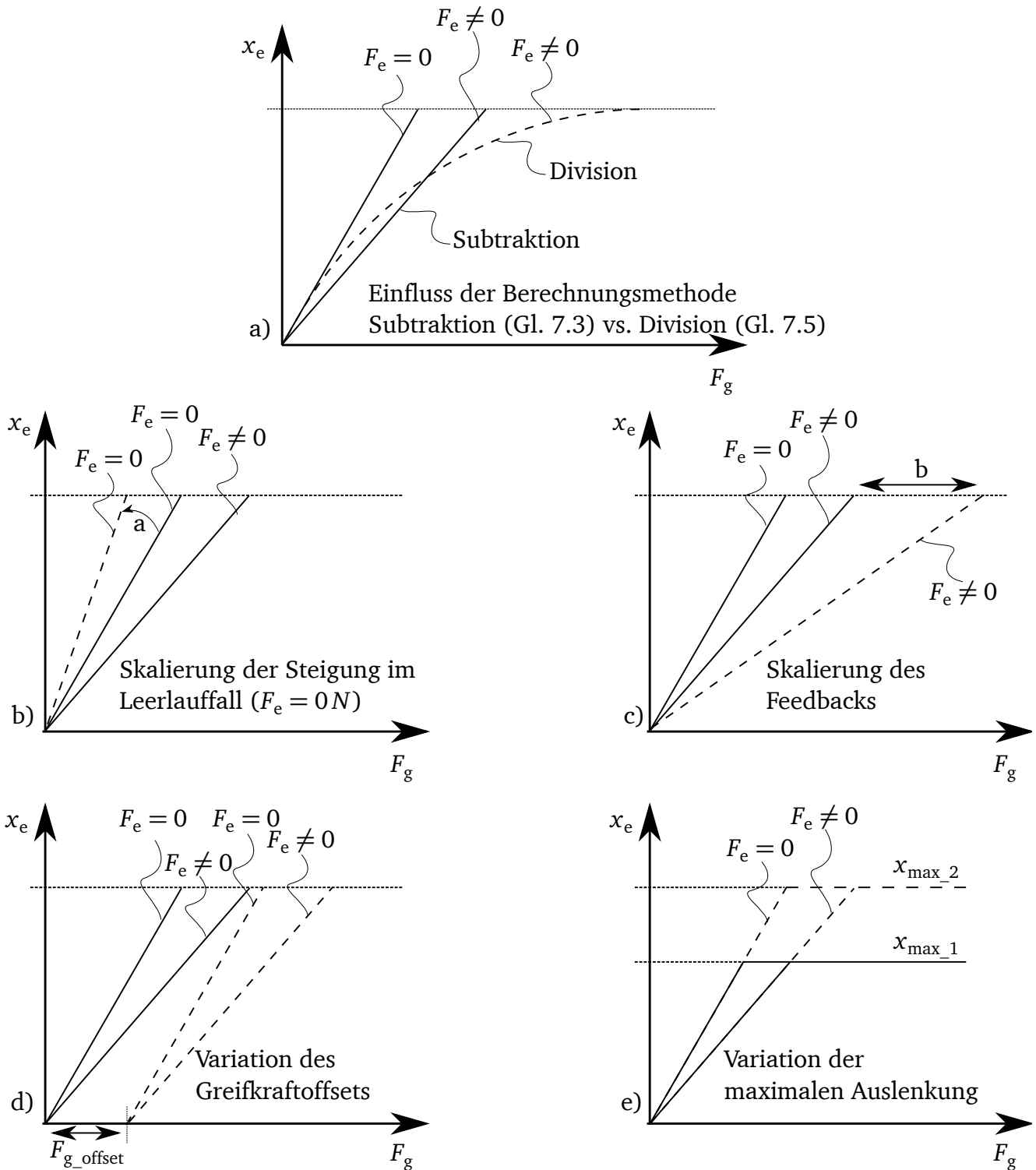


Abb. 7.5: Einfluss unterschiedlicher Parameter auf die Verkopplungscharakteristik bei der Interaktion mit einer Nachgiebigkeit.

a) Einfluss der Berechnungsmethode und Unterschied zwischen der Verkopplung über die Subtraktion und Division. b) Der Parameter a ändert die Steigung der Verkopplung zwischen Greifkraft und der Auslenkung des Endeffektors im Leerlauf ($F_e = 0$). c) Der Faktor b skaliert die Rückwirkung der Interaktionskraft des Endeffektors. d) Der Offset der Greifkraft führt zu einer Verschiebung der Kennlinie. e) Die maximal zulässige Auslenkung des Endeffektors wird durch mechanische Anschläge begrenzt und führt ab Erreichen von x_{max} zu einer konstanten Auslenkung, welche unabhängig von der Greifkraft ist.

angegeben und durch Skalierungsfaktoren erweitert werden:

$$x_e = d \left(\frac{a \cdot (F_g - F_{g,offset})}{1 \text{ N} + b \cdot F_e} \right). \quad (7.6)$$

Dabei ist d in mm ein Skalierungsfaktor zur Einheitenanpassung der Kräftebeziehung auf die angestrebte Endeffektorauslenkung x_e . Der Faktor d stellt damit das Äquivalent zum Faktor s im Falle der subtraktiven Verkopplung dar. Der Einfluss der Skalierungsfaktoren a und b auf den Ausgang verhält sich wie bereits für Gl. (7.4) eingeführt.

Im Vergleich zur subtraktiven Beziehung ist bei der „Division“ zu erwarten, dass die Auslenkung des Endeffektors für sehr kleine Endeffektorinteraktionskräfte gegen $+\infty$ strebt. Um ein stabiles Verhalten des Systems zu gewährleisten, wird im Nenner 1 N als untere Grenze ergänzt. Dies führt dazu, dass im Leerlauffall mit Interaktionskraft $F_e = 0 \text{ N}$ das Systemverhalten identisch zur subtraktiven Verkopplung aus Gl. (7.4) ist.

Die meisten realen Systeme haben Auslenkungsbeschränkung der Endeffektoren $x_{e,max}$. Im speziellen Fall ist das hier das komplette Schließen der Endeffektor-Branchen. In der Beziehungsgleichung ist das durch Fallunterscheidungen der Auslenkungsberechnung berücksichtigt, sodass $x_e \leq x_{e,max}$ immer gilt. Die beiden Gleichungen für „Subtraktion“

$$x_e = \begin{cases} s(a(F_g - F_{g,offset}) - bF_e) & |s(a(F_g - F_{g,offset}) - bF_e) \leq x_{e,max} \\ x_{e,max} & |s(a(F_g - F_{g,offset}) - bF_e) > x_{e,max} \end{cases} \quad (7.7)$$

und für „Division“

$$x_e = \begin{cases} d \left(\frac{a \cdot (F_g - F_{g,offset})}{1 \text{ N} + b \cdot F_e} \right) & \left| d \left(\frac{a \cdot (F_g - F_{g,offset})}{1 \text{ N} + b \cdot F_e} \right) \leq x_{e,max} \right. \\ x_{e,max} & \left. \left| d \left(\frac{a \cdot (F_g - F_{g,offset})}{1 \text{ N} + b \cdot F_e} \right) > x_{e,max} \right. \end{cases} \quad (7.8)$$

berücksichtigen das beschriebene Verhalten und sind in dieser Form in allen fortlaufend beschriebenen Anwendungen implementiert. Das Verhalten in Bezug auf die Verkopplungskennlinie zeigt Abbildung 7.5 e).

Durch die technische Begrenzung der Auslenkung ist ein Effekt auf das wahrgenommene pseudo-haptische Feedback zu erwarten. Durch die beschränkte Auslenkung ergibt sich eine Beschränkung der Dynamik des visuellen Feedbacks, was wiederum zur einer Reduzierung des pseudo-haptischen Effekts führen würde.

7.2.2 Beispiele für das Systemverhalten bei Interaktion mit unterschiedlichen Umgebungen

Basierend auf den beiden hergeleiteten Kopplungsbeziehungen „Subtraktion“ und „Division“ wird das Systemverhalten für unterschiedliche Interaktionsfälle mit Umgebungen beispielhaft

betrachtet.

Nach Gleichung (7.4) ergibt sich durch die Interaktion mit unterschiedlichen Nachgiebigkeiten eine Änderung der Kennliniensteigung der Verkopplung von Master und Slave, wie in Abbildung 7.4 dargestellt. Im Gegensatz dazu ändert sich die Verkopplungskennlinie durch Anwendung der „Division“ aus Gleichung (7.6) als Berechnungsvorschrift für das Teleoperationssystem bei Interaktion mit einer verlustfreien Nachgiebigkeit quadratisch, wie in Abbildung 7.6 zu sehen.

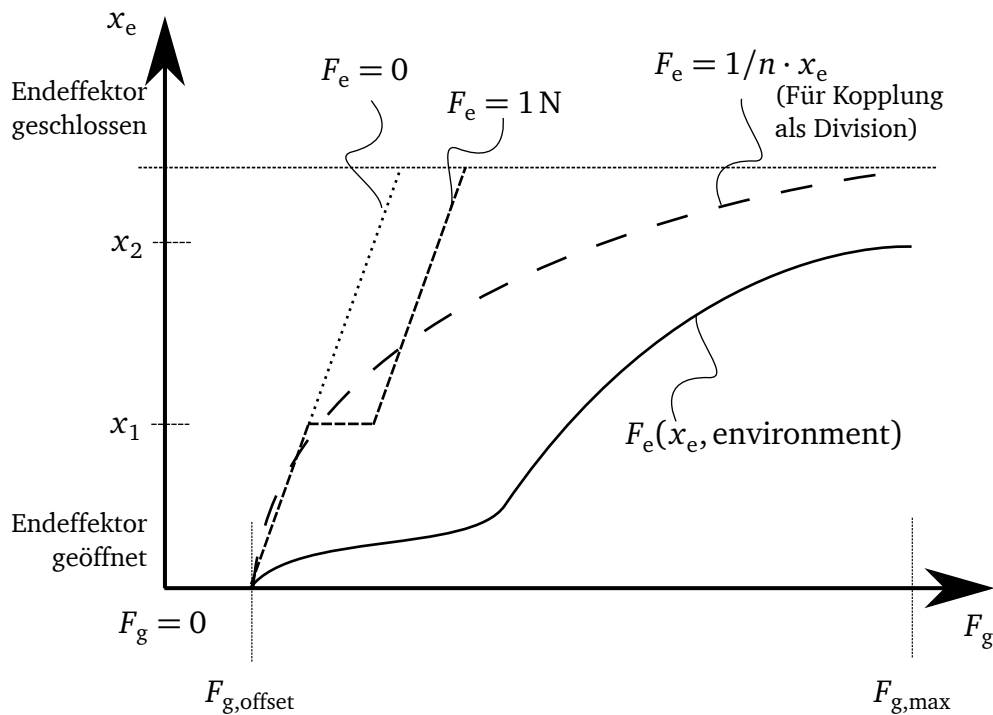


Abb. 7.6: Resultierende Verkopplungsbeziehung zwischen Nutzerinterface und Endeffektor bei Interaktion mit unterschiedlichen Umgebungen und unterschiedlichen Berechnungsvorschriften im Teleoperationssystem.

Die gepunktete Linie zeigt den resultierenden Zusammenhang zwischen Greifkraft und Endeffektorauslenkung für den Leerlauf. Die kurz gestrichelte Linie zeigt bei Endeffektorauslenkung x_1 die Interaktion mit einer konstanten Masse. Die lang gestrichelte Linie zeigt die Interaktion des Endeffektors mit einer Nachgiebigkeit unter Annahme der Berechnungsvorschrift Division. Die durchgezogene Linie zeigt die Interaktion mit einer beliebigen Umgebung, welche bei x_2 den Endeffektor so stark blockiert, dass eine Erhöhung der Greifkraft keinen weiteren Einfluss auf die Auslenkung des Endeffektors hat.

Während sich durch Interaktion mit Nachgiebigkeiten die Steigung der Kennlinie ändert, führt die Interaktion mit Massen zu einer Parallelverschiebung der Kennlinie. Beispielhaft ist dies in Abbildung 7.6 dargestellt. Ab einer Auslenkung x_1 des Endeffektors wirkt beispielhaft eine Gewichtskraft von $F_e = 1 \text{ N}$, was zu der eingeführten Parallelverschiebung der Kennlinie führt. Das beschriebene Verhalten der Parallelverschiebung der Kennlinie ist unabhängig von der Berechnungsvorschrift zu erwarten.

Die Interaktion mit einer willkürlichen Umgebung $F_e(x_e, \text{environment})$ ist als durchgezogene Linie in Abbildung 7.6 dargestellt. Die erste Krümmung der Kurve ist zum Beispiel auf Reibung

zurück zu führen. Nach Überwindung der Reibung lässt sich das System weiter auslenken, bis die maximal vom Nutzer aufbringbare Greifkraft erreicht ist $F_{g,max}$. Damit kann der Greifer nicht komplett geschlossen werden. Dieses Verhalten ist zu erwarten, wenn sich zwischen zwei Greifbacken ein, ab einem gewissen Schließpunkt, weitestgehend inkompressibel wirkendes Medium befindet und damit die Bewegung des Endeffektors an Position x_2 blockiert.

7.3 Grundlagen zur experimentellen Untersuchung von pseudo-haptischem Feedback in der Teleoperation

In den meisten Applikationen wird haptisches Feedback eingesetzt um Materialeigenschaften zu unterscheiden. Dabei ist deren Nachgiebigkeit ausschlaggebend. So ist auch im Rahmen von FLEXMIN davon auszugehen, dass haptisches Feedback im Freiheitsgrad „Greifen“ hauptsächlich eingesetzt wird, um unterschiedliche Steifigkeiten von Gewebe zu beurteilen. Dagegen spielen beim Greifen die innere Reibung des Gewebes sowie dessen Masse eher eine untergeordnete Rolle. Aus diesem Grund beziehen sich die folgenden Experimente auf die Unterscheidbarkeit von Nachgiebigkeiten mit pseudo-haptischem Feedback.

Im Rahmen der Untersuchungen werden drei Experimente mit unterschiedlicher Zielsetzung durchgeführt.

Vorstudie zum Nachweis der prinzipiellen Funktionsfähigkeit von pseudo-haptischem Feedback in Teleoperation. Hierzu wird verglichen, wie gut ein Proband Nachgiebigkeiten mit einem pseudo-haptischen Teleoperationssystem identifizieren kann. Dies wird verglichen mit der Fähigkeit zur Identifikation der gleichen Nachgiebigkeiten bei direktem Kontakt des Fingers mit der Nachgiebigkeit.

Hauptstudie zur Untersuchung von Parametern, die Einfluss auf die Wahrnehmung des pseudo-haptischen Feedbacks nehmen. Hierzu wird mithilfe statistischer Versuchsplanung ein vollfaktorieller Versuchsplan erarbeitet und die Ergebnisse mithilfe statistischer Methoden analysiert.

Langzeitstudie zur Untersuchung des Einflusses von Erfahrung auf das wahrgenommene pseudo-haptische Feedback. Hierzu werden Lernkurven für Übung an einem Tag sowie über zehn Tage aufgenommen und analysiert.

Die Untersuchungen der drei Studien werden mit einem experimentellen Teleoperationssystem durchgeführt, über welches eine Interaktion mit einer einstellbaren Nachgiebigkeit ermöglicht wird. Zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit von pseudo-haptischem Feedback werden geeignete Messgrößen ausgewählt und der Messvorgang definiert.

7.3.1 Primitive der haptischen Wahrnehmung zur Ableitung von Messverfahren

Neben der rein technischen Charakterisierung des Teleoperationssystems ist zur Evaluation der Leistungsfähigkeit eines Teleoperationssystems die Interaktion eines Nutzers von großer Bedeutung. Nur die Gesamtheit aus technischen Eigenschaften des Systems und der Wahrnehmung

des Menschen lassen auf eine Nutzbarkeit von pseudo-haptischem Feedback in Teleoperationssystemen schließen.

Um die Wahrnehmung des Menschen zu messen und zu quantifizieren, gibt es in der Psychophysik mehrere Verfahren, welche abhängig von gewünschten Mess- und Zielgrößen sowie unterschiedlichen Interaktionsarten ausgewählt werden können. Dabei spielen die drei *Primitive* der haptischen Wahrnehmung eine besondere Rolle. Diese sind: *Erkennen* (Detection), *Unterscheiden* (Discrimination) und *Identifizieren* (Identification). Die Primitive sind wie folgt zu verstehen [7, 10, 51]:

Erkennen: Dieses Primitiv beschreibt, ob der Mensch oder Nutzer die Anwesenheit eines Stimulus oder eines Reizes (z.B. Nachgiebigkeit, Kraft, Dämpfung) erkennt oder nicht erkennt. Ermittelt man durch Versuche die Grenze der Reizintensität zwischen erkannten und nicht erkannten Stimuli ergibt sich die absolute Wahrnehmungsschwelle für einen Interaktionsfall. Die Wahrnehmung oder das Erkennen eines Reizes ist abhängig von der jeweiligen Interaktionsart und Voraussetzung dafür, dass weitere Primitive der Interaktion angewendet werden können. Wird ein Reiz bzw. Stimulus nicht erkannt, so kann dieser weder unterschieden noch identifiziert werden.

Unterscheiden: Bei Anwesenheit mehrerer Stimuli beschreibt das Primitiv Unterscheiden, wie Eigenschaften der verschiedenen Stimuli (z.B. Frequenz, Amplitude, Härte, Textur) wahrgenommen werden. Den kleinsten wahrnehmbaren Unterschied von Eigenschaften einzelner Stimuli kann man auch als differentielle Wahrnehmungsschwelle betrachten.

Identifizieren: Im Gegensatz zum Unterscheiden, bei dem zwei Stimuli miteinander verglichen werden, betrifft das Identifizieren das Abgleichen eines Reizes mit Erfahrungswerten oder abstraktem Wissen. Beispielsweise können geometrische Eigenschaften (z.B. Größe, Form) identifiziert werden, sofern diese dem Menschen vorher bereits einmal begegnet und geläufig sind. Aus diesem Primitiv kann abgeleitet werden, wie groß der Informationsgehalt eines Reizes ist, der beim Menschen ankommt, bzw. wie viel Informationen ein haptisches System in der Lage ist, für den Menschen identifizierbar darzustellen.

7.3.2 Kennwerte und Zielgrößen der Messungen

Bezogen auf die zuvor beschriebenen Primitive können unterschiedliche Messverfahren und Zielgrößen ausgewählt werden, um haptische Systeme zu beurteilen. Unterschiedliche Messverfahren sowie Zielgrößen werden im Folgenden vorgestellt und für die durchgeführten Versuche festgelegt.

Messung der differentiellen Wahrnehmungsschwelle

Ziel der Messung der differentiellen Wahrnehmungsschwelle ist es, die Größe des kleinsten noch wahrnehmbaren Unterschieds zweier gleichartiger Reize zu ermitteln, die sich möglichst in nur

einer Eigenschaft unterscheiden. Ausgiebig untersucht wurde die differentielle Wahrnehmungsschwelle bereits Anfang des 20. Jahrhunderts von WEBER [23]. In seiner Studie untersuchte er die differentielle Wahrnehmungsschwelle zur Unterscheidung von Gewichten. Dazu gab er seinen Probanden eine definierte Masse in die Hand, welche als Referenzreiz Φ_0 bezeichnet werden kann, und erhöhte diese langsam, so lange bis die Probanden eine zur Referenz unterschiedliche Gewichtskraft wahrnehmen konnten. Die notwendige Massendifferenz Φ_Δ um eine Wahrnehmungsänderung hervorzurufen, nannte er *Differenz-Limen*. In seinen Versuchen zeigte er, dass der Quotient aus $\Delta\Phi$ und Φ_0 für unterschiedliche Referenzstimuli weitestgehend gleich bleibt. Dieses als *WEBER-Gesetz* bekannte Verhalten wird als JND (Just-Noticeable-Difference) bezeichnet,

$$\text{JND} := \frac{\Delta\Phi}{\Phi_0} \quad (7.9)$$

und meist in % oder dB angegeben.

Angewendet auf den konkreten Fall würde das bedeuten, dass einem Probanden eine definierte Nachgiebigkeit als Referenzreiz dargeboten wird, welcher durch ein pseudo-haptisches Teleoperationssystem abgetastet werden kann. Darauf folgend wird die Nachgiebigkeit variiert bis sich die dargestellte Nachgiebigkeit von der des Referenzreizes unterscheiden lässt. In der Praxis bieten sich zur Ermittlung der JND bestimmte Regeln zum Versuchsablauf an, welche den Fehler bei der Bestimmung der JND reduzieren und mit einer kleinen Anzahl Versuche zu einem aussagekräftigen Ergebnis führen.

Durch den Versuch werden lediglich nebeneinander liegende Stimuli miteinander verglichen und eine Unterscheidbarkeit bezüglich einer Referenz bestimmt. Im Fall der Interaktion mit Gewebe ist nicht davon auszugehen, dass immer eine Referenz vorliegt.

Messung der Kanalkapazität

Im Gegensatz zur Messung der differentiellen Wahrnehmungsschwelle wird zur Bestimmung der *Kanalkapazität* nicht die Unterscheidbarkeit zweier Reize bewertet, sondern die Fähigkeit gewisse Reize, die von einem System oder durch die Teleoperation dargeboten werden, zu identifizieren. Reize werden dabei unabhängig von einander dargestellt und vom Probanden einem ihm bekannten Reiz zugeordnet. Die Kanalkapazität ist nach oben durch mentale Fähigkeiten und die menschliche Physiologie beschränkt. Unter Verwendung eines haptischen Systems gibt die Anzahl identifizierbarer Reize und damit die Ausnutzung der menschlichen Kanalkapazität Aufschluss über die Güte des haptischen Systems und gibt an, wie viel Information von einem haptischen System übertragen wird.

Die Messung der Kanalkapazität zur Evaluierung von haptischen Systemen wurde von TAN und JONES als „information transfer“ (IT) vorgestellt und ist inzwischen weit verbreitet [51, 174]. Die Messung der IT basiert meist auf einem *absoluten Identifikationsexperiment*.

Hierbei bekommen Probanden üblicherweise ein Set an Stimuli unterschiedlicher Stufen dargeboten, deren Werte die Probanden sich zunächst einprägen sollen. Anschließend werden im

eigentlich Versuchsdurchlauf, als Run bezeichnet, einzelne der Stimuli willkürlich ausgewählt. Vom Probanden ist der dargebotene Stimulus nun anhand seines Gedächtnisses der richtigen Stufe des Stimuli-Sets zuzuordnen. Die Exploration des einzelnen Stimulus innerhalb eines Runs bezeichnet man als Trial. Das Ergebnis des Identifikationsexperiment lässt sich in einer *Konfusionsmatrix* darstellen (Tabelle 7.1).

Tab. 7.1: Exemplarische Konfusionsmatrix

		$j \rightarrow$ Wahrgenommen				
$i \downarrow$ Stimulus		S1	S2	S3	S4	S5
	S1	45	16	3	1	0
	S2	13	35	15	2	0
	S3	4	10	45	5	1
	S4	0	3	8	45	9
	S5	0	2	5	8	50

In der Konfusionsmatrix wird der vom Probanden wahrgenommene Wert dem eigentlich dargebotenen Stimulus zugeordnet. Ein Eintrag auf der Hauptdiagonalen der Matrix entspricht also einem korrekt wahrgenommenen Stimulus, während die Werte abseits der Hauptdiagonalen der Wahrnehmung einen vom dargebotenen Stimulus abweichenden Wert bezeichnen. Die Summe aller Einträge der Matrix entspricht der Summe aller Trials eines Runs beziehungsweise Experiments.

Aus der Konfusionsmatrix lässt sich der Informationstransfer entsprechend der folgenden Formel

$$IT_{\text{est}} = \sum_{j=1}^K \sum_{i=1}^K \frac{n_{ij}}{n} \log_2 \left(\frac{n_{ij} \cdot n}{n_i \cdot n_j} \right) \text{bit}, \quad (7.10)$$

schätzen [174]. Dabei beschreibt K die Anzahl Stimuli, n die gesamte Anzahl durchgeführter Trials, $n_{i,j}$ das Vorkommen eines bestimmten Ereignisses und n_i und n_j die jeweiligen Zeilen- und Spaltensummen. IT_{est} beschreibt die Anzahl unterscheidbarer Stimulistufen in bit. Die absolute Anzahl an identifizierbaren Stimuli lässt sich nach

$$n_c = 2^{IT_{\text{est}}}, \quad (7.11)$$

berechnen und beschreibt die Kanalkapazität [174].

Aus der Konfusionsmatrix lassen sich weitere Gütekriterien ableiten, die die Leistungsfähigkeit des haptischen Systems betreffen. Um die Güte der Klassifizierung einzelner Stimuli mit Index i

abzuleiten, wird das Maß $F_2(i)$ genutzt. Dieses Gütekriterium ist aus dem maschinellen Lernen [175] bekannt und als harmonisches Mittel der Eigenschaften *Recall* und *Precision* definiert:

$$F_2(i) = 2 \cdot \frac{P_{\text{Recall}}(i) \cdot P_{\text{Precision}}(i)}{P_{\text{Recall}}(i) + P_{\text{Precision}}(i)}. \quad (7.12)$$

Der *Recall* einer Klassifikation beschreibt, wie viele Stimuli von Klasse i als korrekt identifiziert wurden und lässt sich als

$$P_{\text{Recall}}(i) = \frac{n_{ii}}{\sum_{j=1}^K n_{ij}},$$

beschreiben, wobei dies das Verhältnis eines Elementes der Hauptdiagonale n_{ii} und der dazugehörigen Zeilensumme beschreibt.

Die *Precision* beschreibt, wie viele Stimuli als vom Typ i erkannt wurden und setzt dies ins Verhältnis zur Anzahl als richtig identifizierter Stimuli. Beschrieben wird dies durch

$$P_{\text{Precision}}(i) = \frac{n_{ii}}{\sum_{j=1}^K n_{ji}}.$$

Die *Precision* beschreibt damit das Verhältnis aus Hauptdiagonalelement n_{ii} und der dazugehörigen Spaltensumme.

Das Maß F_2 hat keine Einheit und bewegt sich zwischen 0 und 1, wobei 0 für die schlechteste Identifikation und 1 für eine optimale Identifikation steht.

Ausgewählte Zielgröße und allgemeine Versuchsbeschreibung

Für die hier durchgeführten Versuche wird die Kanalkapazität, beziehungsweise der Informationsanfer, als Zielgröße ausgewählt. Hierzu werden die Probanden gebeten, während des Experimentes unterschiedliche Nachgiebigkeitsstufen n_T einer variablen Nachgiebigkeit mithilfe des pseudo-haptischen Teleoperationssystems zu unterscheiden.

Eine Versuchsperson startet ihr Experiment jeweils damit, sich die unterschiedlichen Nachgiebigkeitsstufen einzuprägen. Dazu werden die Stimuli in geordneter Reihenfolge dargeboten. Das eigentliche Experiment startet nach dieser Trainingsphase. Dazu bekommt der Proband Stimuli in willkürlicher Reihenfolge dargeboten, welche er den eingprägten Stimulistufen zuordnen muss.

Zur automatisierten Auswertung gibt der Proband die wahrgenommenen Stimulistufen direkt nach einem *Trial* in eine Antwortbox ein. Die Antwortbox ist in Abbildung 7.7 dargestellt. Neben ihrer Funktion als Eingabegerät für den Probanden, erhält der Proband ein Feedback darüber, ob seine Eingabe korrekt war. Bei falscher Auswahl erhält der Proband ein Feedback darüber welcher Stimulus korrekt gewesen wäre. Ebenso wird über die Antwortbox die zeitliche Abfolge des Versuchs gesteuert.

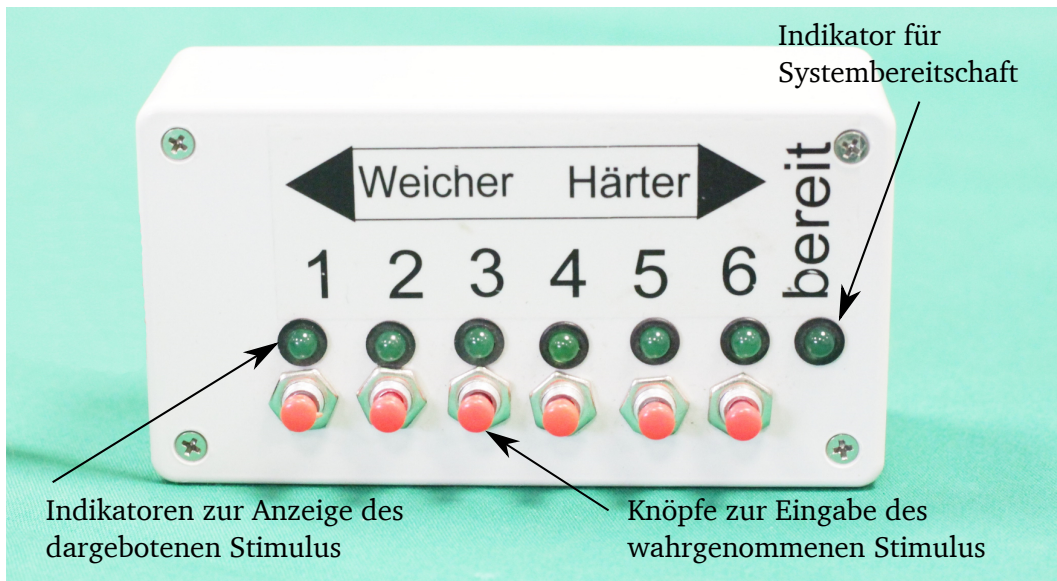


Abb. 7.7: I/O Interface zur Versuchsdurchführung mit Knöpfen zur Eingabe des wahrgenommenen Stimulus und der anschließenden Anzeige des tatsächlich dargebotenen Stimulus.

Entsprechend der in Abschnitt 7.3.2 dargestellten Berechnungsvorschrift wird aus den Antworten der Probanden der Informationstransfer berechnet.

7.3.3 Realisierung einer einstellbaren Nachgiebigkeit

In den angestrebten Versuchen sollen Nachgiebigkeiten, isoliert von den Einflüssen von Masse und Reibung unterschieden werden. Als Testobjekt kommt daher eine einstellbare Nachgiebigkeit zum Einsatz. Diese ist in Abbildung 7.8 abgebildet. Die Nachgiebigkeit besteht aus einem Balken aus Federstahl mit einem E-Modul von $E = 200 \text{ GPa}$. Der Balken hat eine Höhe von

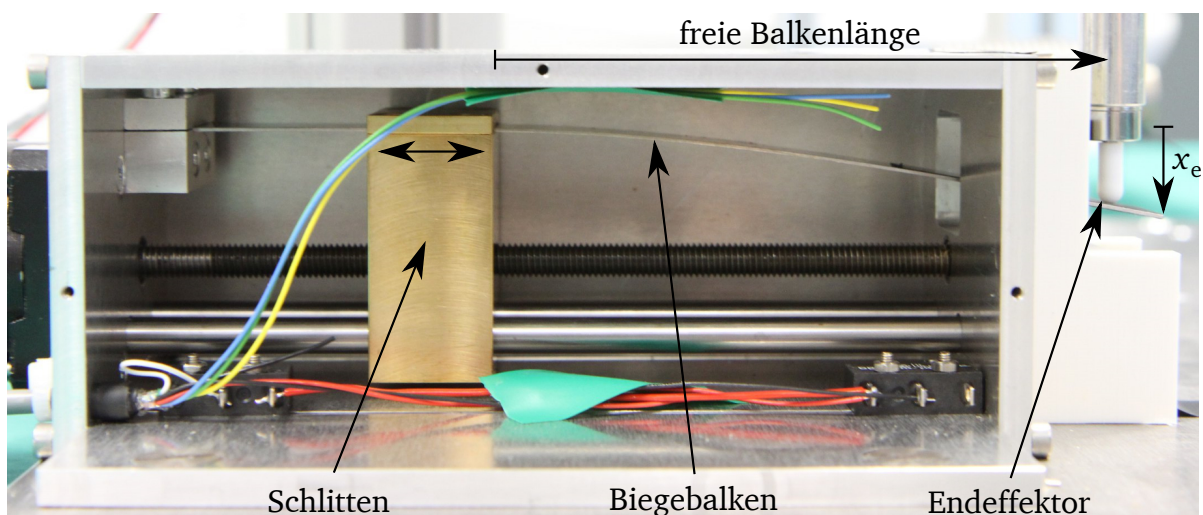


Abb. 7.8: Seitenansicht des Federmechanismus zur Darbietung von Nachgiebigkeitsstimuli.

$h = 0,6$ mm und eine Breite von $b = 15$ mm. Die resultierende Nachgiebigkeit des Balkens lässt sich mit

$$n_T = \frac{12 \cdot l^3}{3 \cdot E \cdot b \cdot h^3} \quad (7.13)$$

berechnen. Die Nachgiebigkeit ist neben den zuvor genannten Werten von der Länge l des Biegebalkens abhängig.

Die Freie Länge l des Biegebalkens zwischen Einspannstelle und Endeffektor Angriffspunkt kann automatisiert im Bereich von $l_{\min} = 33$ mm bis $l_{\max} = 130$ mm eingestellt werden und deckt damit einen Nachgiebigkeitsbereich von $n_T = 0,2$ mm/N bis $n_T = 13,5$ mm/N ab. Der Nachgiebigkeitsbereich ist entsprechend typischer Werte für Nachgiebigkeiten menschlichen Gewebes ausgewählt. Dabei ist der Balken so berechnet, dass er am Interaktionspunkt des Endeffektors eine maximale Auslenkung von $x_e = 15$ mm ohne plastische Verformung zulässt. Die maximal notwendigen Kräfte, um die Nachgiebigkeit bis zum vorgesehenen Maximum auszulenken, bewegen sich für die unterschiedlichen Nachgiebigkeiten zwischen 1 N und 75 N.

Die freie Länge des Federbalkens kann über einen Spindeltrieb, getrieben von einem Schrittmotor, automatisiert eingestellt werden. Die Konstruktion ist in einem blickdichten Gehäuse ausgeführt und so abgedeckt, dass ein Nutzer die eingestellte Nachgiebigkeit nicht visuell schätzen kann.

7.3.4 Aufbau des für die Versuche verwendeten Teleoperationssystems

Für die Probandenstudien wird ein Teleoperationssystem mit einem Freiheitsgrad aufgebaut. Dieses ist in Abbildung 7.9 dargestellt. Das Teleoperationssystem besteht aus drei Komponenten. Einem Nutzerinterface, einem Endeffektor sowie einem Echtzeit-Controller zur Steuerung des Systems. Die Hardwarestruktur des Aufbaus ist in Abbildung 7.10 visualisiert. Die prinzipielle Reglerstruktur des Aufbaus ist in Abbildung 7.11 dargestellt.

Als Nutzerinterface wird eine Wägezelle (Z6FD1, *Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH*, Darmstadt, Deutschland) mit einer Nennkraft von 50 N eingesetzt. Mit einer maximalen Auslenkung von 20 μ m ist die Wägezelle als steif angenommen und damit als isometrisch anzusehen [28]. Der Nutzer interagiert mit dem Nutzerinterface mit einem Finger durch Drücken der Wägezelle. Die vom Nutzer aufgebrachte Kraft wird als Steuergröße für das Teleoperationssystem verwendet. Zur Erhöhung der Reproduzierbarkeit ist die Interaktionsstelle durch eine weiße Fläche markiert.

Der Endeffektor ist als linear beweglicher Stößel ausgeführt. Der Stößel wird durch ein Spindelgetriebe mit 2 mm Steigung bewegt. Die Spindel wird von einem BLDC Motor 3268 BX4 (*Dr. Fritz Faulhaber GmbH & Co. KG.*, Schönaich, Deutschland) getrieben. Zur Ansteuerung des Aktors wird ein Motion Controller Accelnet BE2 (*Copley Controls*, Canton, USA) verwendet. Dieser beinhaltet einen Achsregler zur Regelung der Position des Endeffektors, die als Ausgangsgröße des Teleoperationssystems dient. Der Endeffektor kann mit dem steuerungsinternen Achsregler und dem verbauten Inkrementalgeber des Motors theoretisch mit einer Auflösung von 0.5 μ m

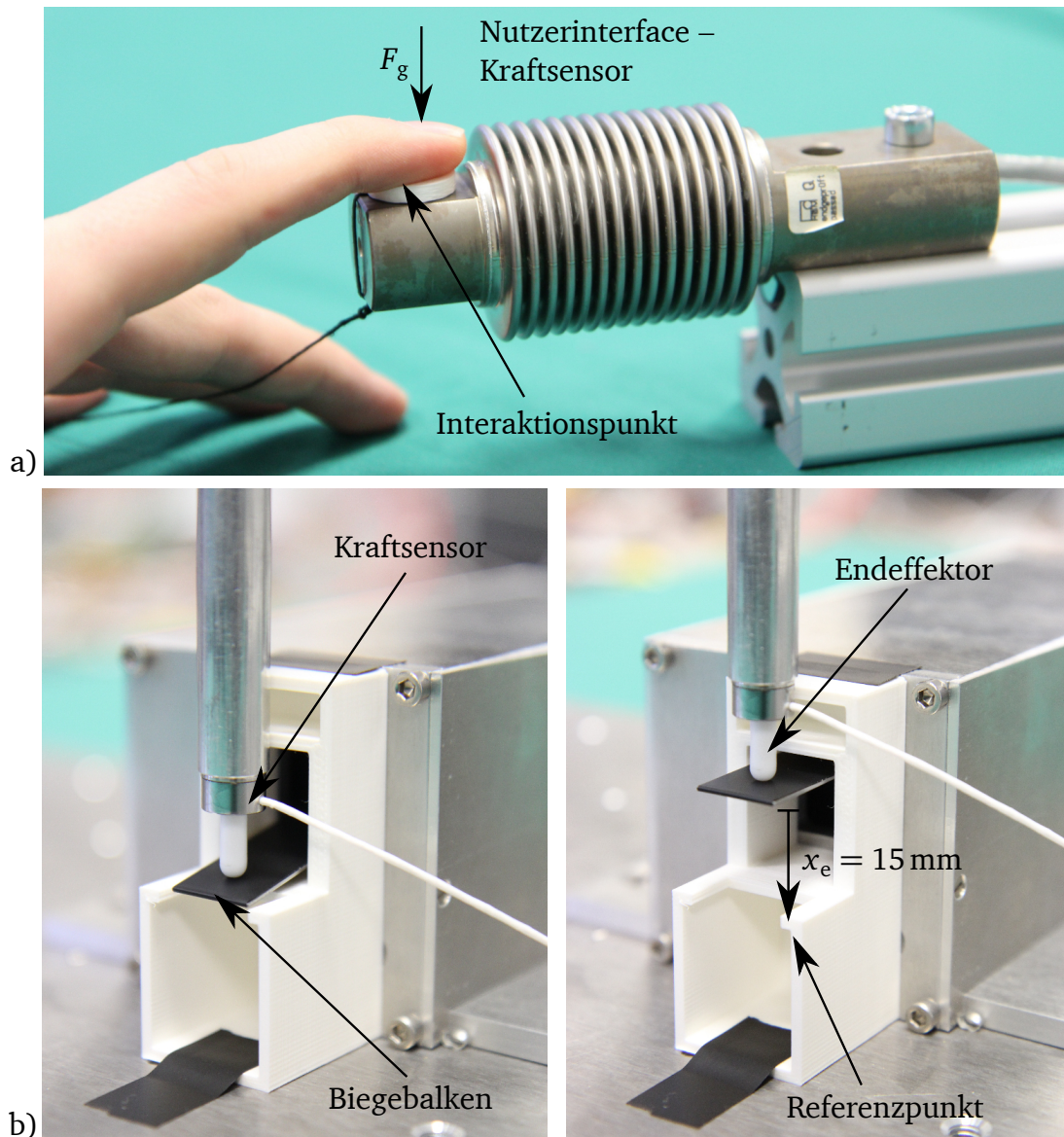


Abb. 7.9: Komponenten des experimentellen Teleoperationssystems.

a) Interaktion eines Nutzers mit dem isometrischen Nutzerinterface. b) Endeffektor des Teleoperationssystems in Kontakt mit der variablen Nachgiebigkeit.

positioniert werden.

An der Spitze des Endeffektors ist ein Miniaturkraftsensor KM10z (ME-Meßsysteme GmbH, Henningsdorf, Deutschland) montiert, womit die Interaktionskräfte mit der Umgebung gemessen werden.

Das Teleoperationssystem wird mit dem echtzeitfähigen Matlab® real-time x-PC Target gesteuert. Alle Ein- und Ausgangsgrößen des Teleoperationssystem werden mithilfe von EtherCat-fähigen Feldbus-Komponenten (Beckhoff Automation GmbH & Co. KG, Verl, Deutschland) mit 16 bit Auflösung digitalisiert. Das System weist eine Zykluszeit von 10 kHz auf um eine vernachlässigbare Latenz zu erzielen. Damit ist das für die Experimente eingesetzte Teleoperationssystem etwa drei mal schneller getaktet, als das Rechnersystem zur Steuerung des Teleoperationssystems FLEXMIN.

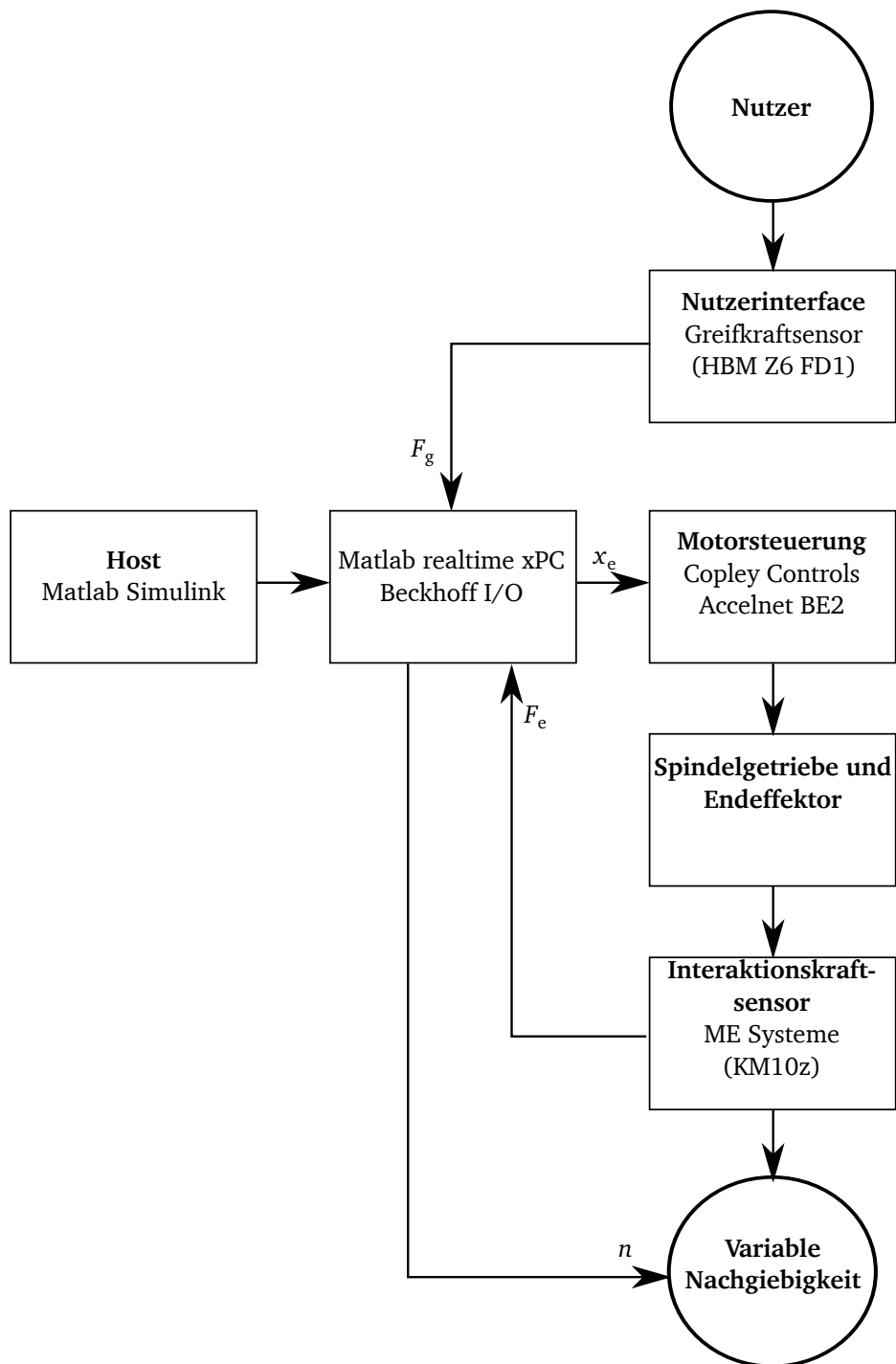


Abb. 7.10: Hardwarestruktur des experimentellen Teleoperationssystems.

7.3.5 Analyse des Systemverhaltens des experimentellen Teleoperationssystems

Das System besteht aus zwei, in erster Näherung von einander unabhängigen, Regelkreisen. Der innere Regelkreis des Systems stellt die Positionsregelung des Endeffektors dar. Dieser Regler ist in der Motorsteuerung implementiert. Der innere Regelkreis erhält seine Stellgrößenvorgabe aus dem äußeren Regelkreis. Als äußerer Regelkreis ist das Stellgesetz anzusehen, welches die Verrechnung der Kräfte F_g und F_e vornimmt und die Positionsvorgabe x_{e_soll} ableitet. Die prinzipielle Verschachtelung der eingesetzten Regler ist in Abbildung 7.11 veranschaulicht.

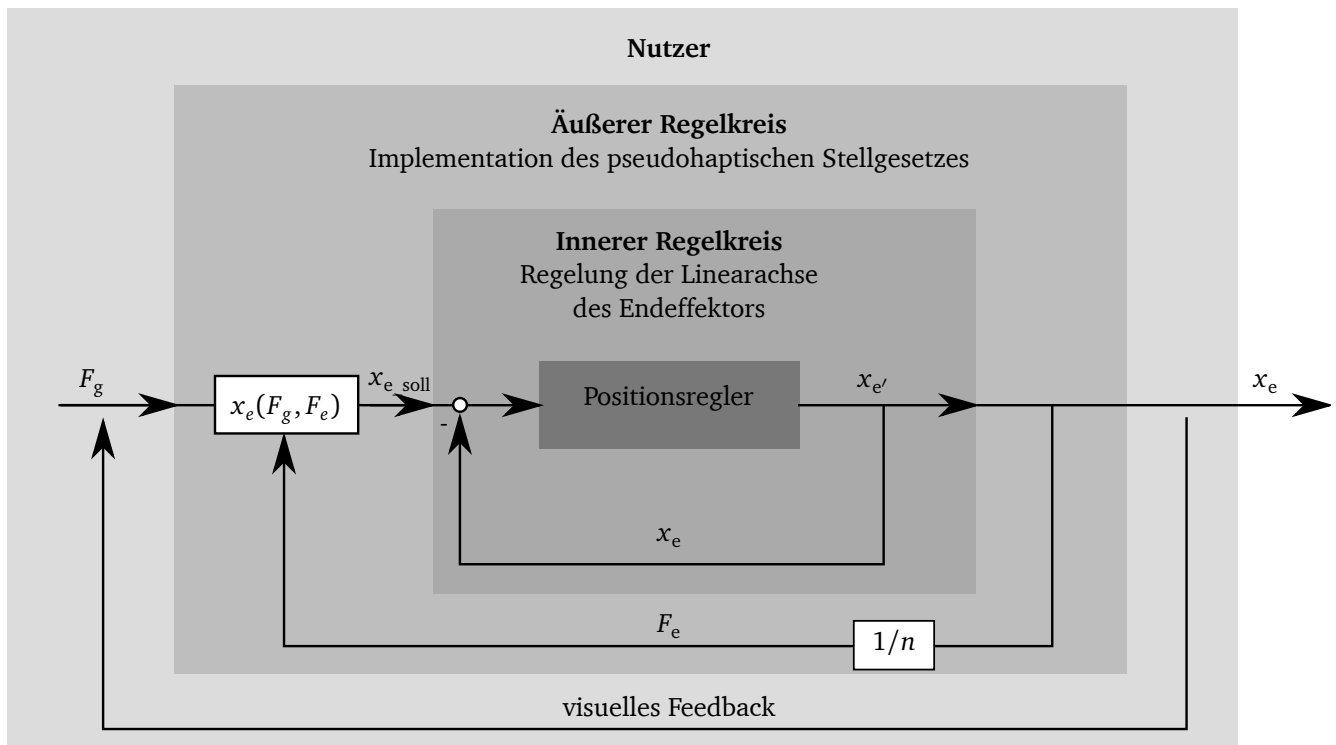


Abb. 7.11: Funktionen der im pseudo-haptischen Teleoperationssystem eingesetzten Regler.

Die Struktur beinhaltet drei ineinander verschachtelte Regelkreise. Der Innere Regelkreis umfasst die Regelung der Linearachse des Endeffektors und ist in der Motorsteuerung implementiert. Der äußere Regelkreis umfasst die Definition des Stellgesetzes, das sich aus der Beziehung des pseudo-haptischen Feedbacks ergibt. Der Nutzer schließt einen weiteren Regelkreis außerhalb der technischen Systemgrenze des Teleoperationssystems.

Innerer Regelkreis: Linearachse

Um Anhaltspunkte zur Auslegung des Teleoperationssystems zu erhalten, wird zunächst ein Modell des aktiven Systems, dem inneren Regelkreis, gebildet. Betrachtet wird hierbei die Linearachse, deren Endeffektor gegen die Blattfeder des Testobjektes arbeitet, sowie die Blattfeder selbst. Der Motor wird als Momentenquelle betrachtet, da davon auszugehen ist, dass der steuerungsinterne Stromregler um ein vielfaches dynamischer ist als die mechanischen Anteile der Strecke. Der steuerungsinterne Kaskadenregler wird als Positionsregler mit P-Charakteristik an-

gesehen.

Das Aufstellen von Impuls- und Drallsatz für Schlitten und Motor sowie die Elimination des Motorwinkels φ_m führt zur Bewegungsgleichung

$$m\ddot{x}_e = -d\dot{x}_e - \frac{1}{n_T}x_e + \frac{M}{u} \quad (7.14)$$

des gegen die Feder ausgelenkten Endeffektors mit der endeffektorseitig reduzierten Masse und Dämpfung. Damit ist m die Masse des Endeffektors, d die Dämpfung im System, n_T die Nachgiebigkeit der einstellbaren Nachgiebigkeit, M das Motormoment des Aktors und u die Steigung der Gewindespindel. Abbildung 7.12 zeigt das zugehörige Blockschaltbild.

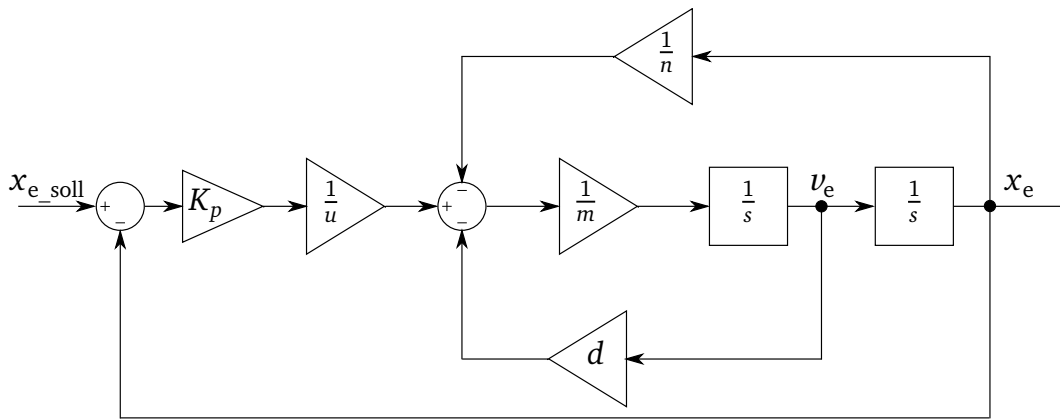


Abb. 7.12: Innerer Regelkreis des pseudo-haptischen Teleoperationssystems.

Das Strukturbild beschreibt den Regelkreis der Linearachse des Endeffektors des Teleoperationssystems unter Verwendung eines P-Reglers.

Damit ergeben sich die Übertragungsfunktion für den offenen Regelkreis

$$G_o(s) = \frac{X_e(s)}{M(s)} = \frac{\frac{1}{um}}{s^2 + \frac{d}{m}s + \frac{1}{um}},$$

sowie für den mit einem P-Regler K_p geschlossenen Regelkreis

$$G_{w,i}(s) = \frac{X_e(s)}{X_{e,soll}(s)} = \frac{\frac{K_p}{um}}{s^2 + \frac{d}{m}s + \frac{1}{n_T m} + \frac{K_p}{um}}.$$

Aus den Betrachtungen ist abzuleiten, dass die Linearachse, bzw. der innere Regelkreis, für $K_p > 0$ theoretisch in jedem Fall stabil ist. Die Pole liegen bei

$$s_{i1,2} = \frac{-d}{2m} \pm \sqrt{\left(\frac{d}{2m}\right)^2 - \left(\frac{1}{n_T m} + \frac{K_p}{um}\right)} \quad (7.15)$$

und befinden sich damit immer in der linken Halbebene. Für wachsende K_p und $\frac{1}{n_T}$ wird der Regelkreis jedoch irgendwann schwingungsfähig. Die zugehörige Wurzelortskurve für K_p ist in Abbildung 7.13 zu sehen.

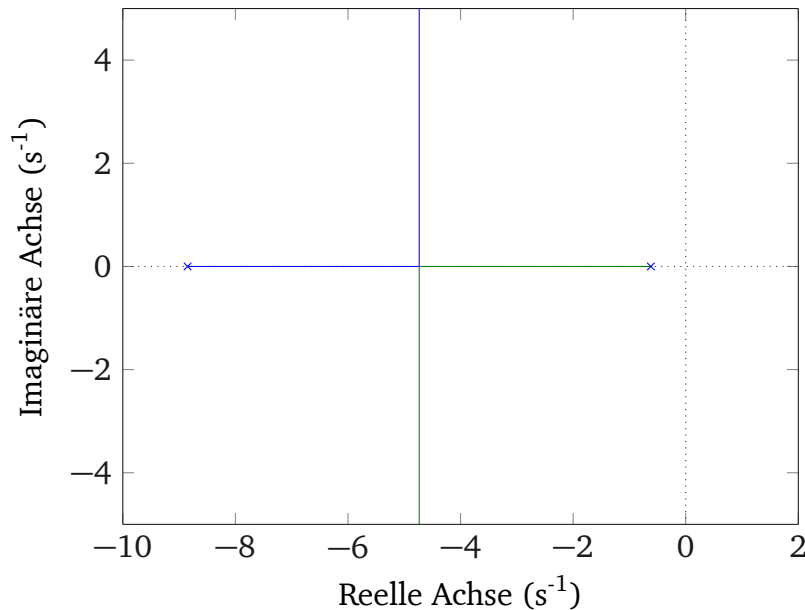


Abb. 7.13: Wurzelortskurve des inneren Regelkreises.

Die Pole laufen zusammen und werden ab einer gewissen Verstärkung (Größe von K_p) imaginär. Dabei bleiben die Pole in der linken Halbebene und somit das System stabil. Das Diagramm hat qualitativen Charakter und dient der Veranschaulichung des Systemverhaltens und der prinzipiellen Lage der Pole.

Aus den Betrachtungen ist abzuleiten, dass die Verstärkung K_p im inneren Regelkreis so auszuliegen ist, dass sich bei größter vorkommender Nachgiebigkeit der Umgebung, gegen die der Endeffektor arbeitet, keine Schwingfähigkeit einstellt. Praktisch wird in der Motorsteuerung der K_p -Anteil so weit erhöht, dass sich gerade noch keine Schwingung einstellt. Je geringer also die Nachgiebigkeit der Umgebung ist, desto geringer muss die Dynamik des inneren Regelkreises gewählt werden.

Äußerer Regelkreis: Stellgesetz

Als äußeren Regelkreis kann man das Stellgesetz, beziehungsweise die mathematische Beziehung zwischen der Greifkraft des Nutzers und der Endeffektorposition ansehen. Unter Annahme

der subtraktiven Beziehung des pseudo-haptischen Stellgesetzes aus Gl. (7.4) und dem geschlossenen inneren Regelkreis aus dem vorherigen Abschnitt ergibt sich die Übertragungsfunktion

$$G_{w,a}(s) = \frac{X_e(s)}{F_g(s)} = \frac{as_s G_{w,i}(s)}{1 + \frac{1}{n_T} bs_s G_{w,i}(s)} \quad , \quad (7.16)$$

mit zugehörigem Blockschaltbild in Abbildung 7.14.

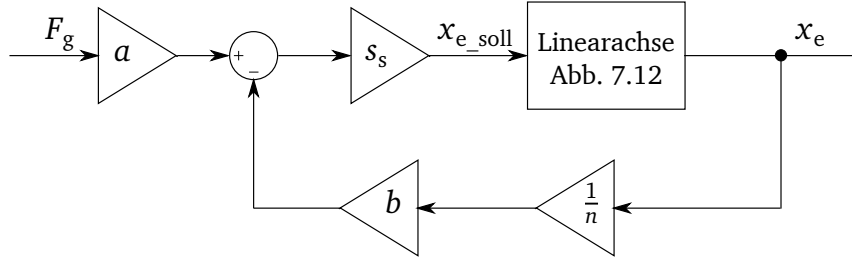


Abb. 7.14: Äußerer Regelkreis des pseudo-haptischen Teleoperationssystems unter Verwendung des subtraktiven Stellgesetzes.

Die Pole des äußeren Regelkreises liegen bei

$$s_{a,1,2} = \frac{-d}{2m} \pm \sqrt{\left(\frac{d}{2m}\right)^2 - \left(\frac{1}{n_T} \left(\frac{1}{m} + \frac{K_p bs_s}{um}\right) + \frac{K_p}{um}\right)}, \quad (7.17)$$

und damit für beliebige $K_p > 0$, $b \cdot s_s > 0$ und $\frac{1}{n_T}$ in der linken Halbebene des Koordinatensystems. Damit ist auch der äußere Regelkreis theoretisch für beliebige $K_p > 0$, $b \cdot s_s > 0$ und $\frac{1}{n_T}$ stabil. Eine Schwingfähigkeit bleibt bei der Auslegung zu berücksichtigen. So müssen die Faktoren b und c gemeinsam mit K_p anhand der geringsten im Szenario auftretenden Nachgiebigkeit ausgelegt werden. Der Verstärkungsfaktor a der Greifkraft hat keinen Einfluss auf die Pole des Regelkreises und wirkt sich lediglich auf den stationären Endwert des geschlossenen Regelkreises aus.

Die Faktoren b und s_s sind als Verstärkungsfaktoren eines P-Reglers anzusehen. Die Integration eines weiteren Reglers mit I- oder D-Anteil würde zu einer Verfälschung der Wahrnehmung führen und eine Dämpfung, bzw. Masseverhalten des Endeffektors vortäuschen. Da der Endeffektor PT₂-Verhalten aufweist, und damit eine ausreichende Dämpfung zu erwarten ist, wird auf eine Filterung der Eingangssignale F_g und F_e verzichtet.

Entsprechend der Vorüberlegungen wird für die folgenden Versuche der innere Regler des Teleoperationssystems experimentell so eingestellt, dass bei minimal auftretender Nachgiebigkeit der Umgebung und den notwendigen relevanten Skalierungsfaktoren s , d und b das System nicht schwingungsfähig ist.

7.4 Vorstudie: Nachweis der prinzipiellen Funktionsfähigkeit von pseudo-haptischem Feedback in der Teleoperation

In einer Vorstudie soll die prinzipielle Funktionsfähigkeit von pseudo-haptischem Feedback in der Teleoperation abgeleitet werden. Dazu wird der erreichbare Informationstransfer bei der Identifikation von Nachgiebigkeiten unter Verwendung des pseudo-haptischen Teleoperationssystems gemessen und mit dem möglichen Informationstransfer bei der direkten Interaktion des Probanden mit der Nachgiebigkeit verglichen. Die Interaktion des Nutzers mit der variablen Nachgiebigkeit ist in Abbildung 7.15 dargestellt. Die direkte Interaktion des Probanden mit der Nachgiebigkeit kann als Gold-Standard für den Versuch angesehen werden, da im Wahrnehmungskanal keine technischen Störgrößen vorhanden sind.

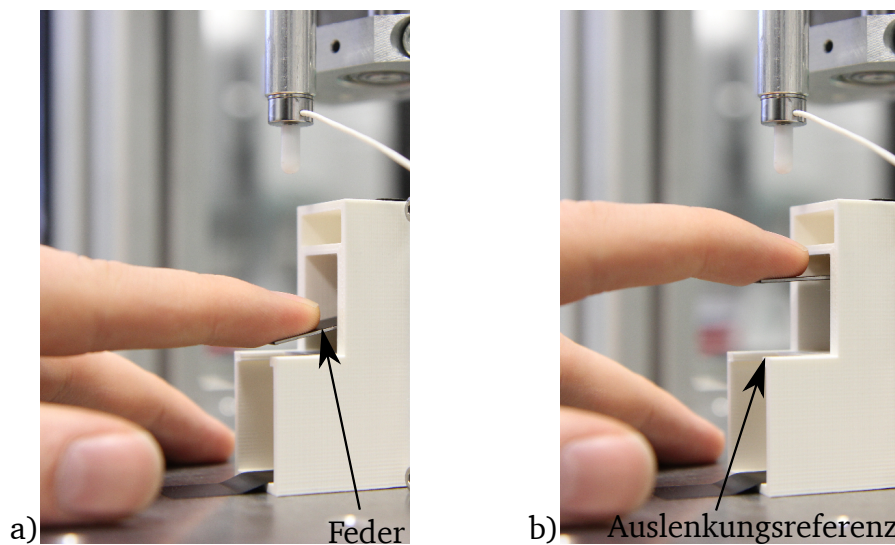


Abb. 7.15: Interaktion eines Probanden mit der variablen Testnachgiebigkeit.

Exploration der Nachgiebigkeit durch Auslenkung der Feder. a) Auslenkung der Feder um ca. 15 mm bis zur Auslenkungsreferenz. b) Interaktion mit der Feder in Grundposition, nicht ausgelenkt.

Alle Probanden erhielten die Aufgabe, drei unterschiedliche Nachgiebigkeiten (weich, mittel, hart) durch Abtastung zu identifizieren. Dabei richtet sich die Anzahl der ausgewählten Stimuli nach einer Normempfehlung, wonach nicht mehr als drei unterschiedliche Stimulistufen zur Unterscheidung dargeboten werden sollen [176].

Die drei Stimuli ($K = 3$) wurden zu $n_{T1} = 8 \text{ mm/N}$, $n_{T2} = 4 \text{ mm/N}$ und $n_{T3} = 2 \text{ mm/N}$ definiert. Diese Werte leiten sich aus Nachgiebigkeiten ab, die bei der Interaktion mit Muskelgewebe zu erwarten sind. Die Nachgiebigkeit von entspannten Muskeln beträgt etwa $n \approx 8 \text{ mm/N}$, die Nachgiebigkeit von angespannten Muskeln etwa $n \approx 2 \text{ mm/N}$ [177].

7.4.1 Einstellungen des pseudo-haptischen Teleoperationssystems

In diesem Versuch wurde das pseudo-haptische Feedback unter Verwendung der subtraktiven Verkopplungsbeziehung nach Gl. (7.4) untersucht. Die Parameter der Gleichung wurden nach

ersten Vorversuchen mit dem System zu $s = 2 \text{ mm/N}$, $a = 4$ und $b = 3$ bestimmt. Die Charakteristik der Verkopplung von Greifkraft und Auslenkung des Endeffektors lässt sich für dieses Experiment mit folgender Gleichung angeben:

$$x_e = 2 \frac{\text{mm}}{\text{N}} (4 \cdot F_g - 3 \cdot F_e). \quad (7.18)$$

7.4.2 Versuchsdurchführung und Probanden

Zehn Probanden nahmen an dem Versuch teil. Alle Probanden hatten den Versuchsaufbau vor dem Versuch nicht gesehen und waren bezüglich des pseudo-haptischen Feedbacks unvoreingenommen. Die Probanden waren zwischen 25 und 31 Jahre alt. Unter den zehn Probanden waren neun Männer und eine Frau. Neun waren rechts-, einer linkshändig. Alle Versuche wurden mit der vom Probanden als dominant angegebenen Hand durchgeführt.

Für einen Probanden setzt sich ein Versuch aus 30 Trials unter Nutzung des Teleoperationssystems und 30 Trials bei direkter Interaktion mit der Nachgiebigkeit zusammen. Fünf der Probanden starteten ihren Versuch mit dem Teleoperationssystem, die anderen fünf Probanden starteten mit direkter Interaktion. Die Reihenfolge der präsentierten Stimuli wurde willkürlich gewählt und war für alle Probanden identisch. Die Anzahl der einzelnen Stimulistufen wurde gleichverteilt.

Zu Beginn jedes Versuches erhielten die Probanden die Gelegenheit, sich die Stimuli, bzw. Nachgiebigkeitsstufen einzuprägen. Hierzu wurden die Stimuli in geordneter Reihenfolge nacheinander dargeboten.

Während der Versuchsdurchführung trugen alle Probanden einen Gehörschutz und erhielten zusätzlich einen Kopfhörer zur Ausgabe weißen Rauschens auf die Ohren. Damit wurde der auditive Sinneskanal ausgeblendet, der für die pseudo-haptische Wahrnehmung nicht relevant ist. Zusätzlich kann damit ausgeschlossen werden, dass Probanden Informationen über den aktuellen Interaktionsfall aus Geräuschen des experimentellen Teleoperationssystems abgeleitet haben.

7.4.3 Ergebnisse und Diskussion

Die Ergebnisse des Versuchs sind in Konfusionsmatrizen dokumentiert und in Tabelle 7.2 dargestellt. Die Stimuli sind als weich (w), mittel (m) und hart (h) bezeichnet.

Unter Verwendung des Teleoperationssystems wurden während des Experimentes 77,3 % aller dargebotenen Stimuli als richtig identifiziert. Während des Experimentes mit direkter Interaktion wurden 99,3 % der dargebotenen Stimuli richtig erkannt. Im Fall der direkten Interaktion wurden alle falsch wahrgenommenen Stimuli als härter wahrgenommen, während bei der Teleoperation 53 % der falsch wahrgenommenen Stimuli als härter und 47 % als weicher wahrgenommen wurden als der tatsächlich dargebotene Nachgiebigkeitswert.

Basierend auf Gl. (7.10) wurde der Informationstransfer (IT) für beide Versuche berechnet. Dabei wurde mit dem pseudo-haptischen Teleoperationssystem ein Wert von $IT_{\text{est,tele}} = 0,72 \text{ bit}$

Tab. 7.2: Konfusionsmatrizen der Vorstudie.

		Teleoperation					Direkte Interaktion		
		Wahrgenommen					Wahrgenommen		
Stimulus		w	m	h	Stimulus		w	m	h
	w	78	22	0		w	99	1	0
	m	14	75	11		m	0	96	4
	h	0	21	79		h	0	0	100

erzielt. Unter direkter Interaktion ergab sich der Wert zu $IT_{\text{est,direct}} = 1,48$ bit. Begrenzt durch die Anzahl dargebotener Stimuli ($K = 3$) lag der im Versuch maximal erreichbare IT-Wert bei $IT_{\text{est,max}} = 1,58$ bit.

Innerhalb des Kollektivs an Probanden schwankte der Wert für $IT_{\text{est,tele}}$ zwischen $IT_{\text{est,tele}} = 0,5$ bit und $IT_{\text{est,tele}} = 1,11$ bit. Aus den errechneten IT-Werten ergibt sich eine Limitierung der Kanalkapazität für das pseudo-haptische Teleoperationssystem zu $n_{\text{c,tele}} = 1,64$, für die direkte Interaktion zu $n_{\text{c,direct}} = 2,78$.

7.4.4 Fazit

Aus der Vorstudie lässt sich ableiten, dass pseudo-haptisches Feedback bei der Teleoperation wahrgenommen wird und das vorgestellte Prinzip grundsätzlich funktioniert. Der verwendete Versuchsaufbau ist zur Durchführung der Versuche geeignet.

Die gemessene Kanalkapazität der Teleoperation ist nach diesem Versuch nur etwa halb so groß wie für direkte Interaktion. Dies lässt sich darauf zurückführen, dass die Parameter und Skalierungsfaktoren der Verkopplungsbeziehung nicht methodisch ausgewählt und optimiert sind, um die verfügbare Kanalkapazität auszuschöpfen. Der Einfluss der einzelnen Parameter der Verkopplungsbeziehungen auf die Qualität des vom Nutzer wahrgenommenen Feedbacks und damit der Einfluss auf die Kanalkapazität werden in den folgenden Studien untersucht.

Basierend auf den Ergebnissen der Vorstudie kann abgeleitet werden, wie viele Stimuli in einer folgenden Studie dargeboten werden sollten, um die zu erwartende Kanalkapazität auszuschöpfen. Die Formel zur Schätzung der notwendigen Anzahl Stimuli wird in [178] wie Folgt angegeben:

$$K = 2^{IT_{\text{est}}+1...2} = 6 \quad (7.19)$$

Dabei beschreibt die Addition 1...2 im Exponenten einen empirischen Faktor, welcher so gewählt werden soll, dass die zu erwartende Kanalkapazität durch die Anzahl der dargebotenen Stimuli abgedeckt ist. Die Anzahl dargebotener Stimuli darf im Gegenzug die erreichbare Kanalkapazität jedoch nicht „zu sehr“ übersteigen, um die Versuchspersonen nicht mit einem kognitiv zu anspruchsvollen Versuch zu überfordern.

7.5 Hauptstudie: Analyse des Einflusses von Systemparametern auf den Informationstransfer des pseudo-haptischen Teleoperationssystems

Mithilfe statistischer Versuchsplanung werden Einflussfaktoren identifiziert und hinsichtlich ihres Einflusses auf die Qualität und Leistungsfähigkeit von haptischem Feedback untersucht. Damit werden Anhaltspunkte für die Optimierung von pseudo-haptischen Teleoperationssystemen abgeleitet. Als Maß für die Güte des pseudo-haptischen Systems dient auch in dieser Studie der Informationstransfer (IT) und wird damit als Zielgröße festgelegt. Die Grundlage zu dieser Studie wurde in [179] erarbeitet.

Einfluss auf das pseudo-haptische Feedback haben das Teleoperationssystem und dessen Systemparameter, Probanden beziehungsweise die Nutzer des Systems sowie alle Umgebungsbedingungen, in denen das Teleoperationssystem genutzt wird. Aus den unterschiedlichen Quellen lassen sich Einflussfaktoren ableiten, die je nach Eigenschaft in unterschiedliche Kategorien eingeordnet werden können [180, 181].

Kontrollierbare Faktoren sind die Faktoren, die im Experiment untersucht und in Hinsicht ihres Einflusses auf die Zielgröße analysiert werden. Diese Faktoren werden nach vordefinierten Kriterien variiert und analysiert.

Konstant gehaltene Faktoren sind nur unter großem Aufwand kontrollierbar bzw. veränderbar und nur von geringem Interesse für das Experiment. Sofern diese Faktoren jedoch Einfluss auf die Zielgröße haben, sollten sie konstant gehalten werden.

Störfaktoren sind nicht von Interesse für das Experiment, jedoch kontrollierbar. Zu dieser Klasse an Faktoren gehört beispielsweise der Wechsel von Versuchspersonen während des Experiments.

Unkontrollierbare Faktoren sind Faktoren, die während des Experiments nicht beliebig einstellbar bzw. beeinflussbar sind. Diese Einflussfaktoren sind jedoch zu erfassen und zu dokumentieren, sofern davon auszugehen ist, dass ihr Einfluss auf die Zielgröße nicht vernachlässigbar ist.

Die abgeleiteten Einflussfaktoren, die das pseudo-haptische Feedback und damit auch die Zielgröße des Informationstransfers beeinflussen, sind in Tabelle 7.3 den jeweiligen Kategorien zugeordnet.

Dabei ist für die Kategorie der kontrollierbaren Faktoren bereits eine Auswahl an Faktoren getroffen worden, die voraussichtlich den größten Einfluss auf die Zielgröße haben werden. Die Kategorie der konstant gehaltenen Faktoren beinhaltet somit auch kontrollierbare Faktoren, die in dieser Studie zur Auswertung jedoch nicht herangezogen und daher konstant gehalten werden.

Als kontrollierbare Faktoren werden die Berechnungsmethode („Subtraktion“ und „Division“), das Verhältnis der Skalierungsfaktoren a und b , der Offset der Greifkraft $F_{g,offset}$ sowie die maximal mögliche Auslenkung des Endeffektors $x_{e,max}$ gewählt.

In diesem Zusammenhang wird die Hypothese verwendet, dass das Verhältnis der Faktoren a

Tab. 7.3: Einordnung der abgeleiteten Faktoren in Kategorien.

Konstant gehaltene Faktoren:

- Art des Nutzerinterfaces
- Art der Nutzerinteraktion
- Steifigkeit des Nutzerinterfaces
- Zimmertemperatur
- Blickrichtung
- Visuelles Feedback
- Verteilung der als Stimuli ausgewählten Nachgiebigkeitsstufen
- Textur des Nutzerinterfaces
- Interaktionsfläche
- Feedback-Skalierungsfaktor b
- Skalierungsfaktoren $s|d$

Kontrollierbare Faktoren:

- Berechnungsmethode der Verkoppelung
- Skalierung der Greifkraft a
- Offset der Greifkraft $F_{g,offset}$
- Maximal zulässige Auslenkung des Endeffektors x_{max}

Störfaktoren

- Alter der Probanden
- Geschlecht
- Fehlsichtigkeit

Unkontrollierbare Faktoren

- Konzentrationsfähigkeit der Probanden
- Fingerfertigkeit der Probanden

und b entscheidend ist. Daher wird im Folgenden b konstant gehalten und nur a variiert. Ebenso ist anzunehmen, dass die sichtbare Auslenkung des Endeffektors x_{max} einen Einfluss auf das pseudo-haptische Feedback haben wird, da die pseudo-haptische Wahrnehmung auf der Inkongruenz zwischen visuellen und haptischen Reizen beruht. Eine Skalierung des visuellen Kanals sollte damit direkten Einfluss auf die pseudo-haptische Wahrnehmung haben.

Der Einfluss des Vorhandenseins eines Offsets der Greifkraft $F_{g,offset}$ wird ebenfalls untersucht, da dieser in der späteren Anwendung in medizinischen Teleoperationssystemen von Bedeutung sein wird. Durch den Greifkraftoffset soll verhindert werden, dass sich der Endeffektor ungewollt öffnet und schließt, wenn durch das räumliche haptische Feedback äußere Kräfte auf das Nutzerinterface aufgebracht werden. Außerdem ist zu erwarten, dass eine Vorspannung der Finger, bzw. der Fingerkuppen zu einer frühen Ermüdung der Finger führt. Ebenso ist zu erwarten, dass eine Vergrößerung der JND, entsprechend der Definition des Weber-Gesetzes, hervorgerufen wird [7, 182]. Beide Effekte haben Einfluss auf die haptische Wahrnehmung und damit auf das wahrgenommene pseudo-haptische Feedback und die Zielgröße.

7.5.1 Ableitung der dargebotenen Stimuli

Wie aus der Vorstudie in Abschnitt 7.4 abgeleitet, werden den Probanden in diesem Versuch sechs unterschiedliche Stimuli dargeboten. Die dargebotenen Nachgiebigkeitsstufen bewegen sich im Bereich von 13 mm/N bis 0.4 mm/N. Die dargebotenen Nachgiebigkeiten werden äquidistant auf einer logarithmischen Skala verteilt. Die Werte sind in Tabelle 7.4 zusammengefasst. Die logarithmische Verteilung wird ausgewählt, da diese Verteilung, angepasst an die Wahrnehmung des Menschen, zu einem höheren Informationstransfer führt als die Verteilung der Nachgiebigkeitswerte auf einer linearen Skala [183]. Die Verteilung sowie die Werte werden für das gesamte Experiment konstant gehalten.

Tab. 7.4: Als Stimuli ausgewählte Nachgiebigkeitswerte.

Stimulus K	Stimuli					
	1	2	3	4	5	6
Nachgiebigkeit n_T in mm/N	13	6.50	3.25	1.60	0.80	0.40

7.5.2 Ableitung und Definition der untersuchten Faktorstufen

Für die als kontrollierbar eingestufenen Eigenschaften des Teleoperationssystems werden Faktorstufen abgeleitet und festgelegt. Diese werden so abgeleitet, dass zu erwarten ist, dass die Änderung eines Faktors, bzw. die Kombination von Änderungen mehrere Faktoren einen Einfluss auf die Zielgröße haben. Der Einfluss auf die Zielgröße, welcher durch die Änderung eines oder mehrerer Faktoren hervorgerufen wird, wird in dieser Studie ermittelt.

Skalierungsfaktor a

Der Skalierungsfaktor a ist für die beiden Berechnungsmethoden Subtraktion und Division separat definiert und nimmt daher unterschiedliche Werte ein. Zur Auslegung der Faktorstufen werden neben der Berechnungsmethode weitere Parameter betrachtet und Annahmen getroffen: Es wird angenommen, dass zur maximalen Auslenkung des Endeffektors von $x_{e,\max} = 15$ mm mit einer beliebigen Nachgiebigkeit n_T aus dem Set an Stimuli eine maximale Greifkraft von $F_{g,\max} = 10$ N aufgewendet werden soll. Dabei stellt der Wert von 10 N eine Kraft da, die komfortabel vom Zeigefinger aufgebracht werden kann und nur eine geringe Muskelermüdung hervorruft.

Ebenso wird angenommen, dass nur das Verhältnis aus a und b für das wahrgenommene pseudo-haptische Feedback relevant ist. Daher wird der Skalierungsfaktor b zur Vereinfachung zu $b := 1$ gesetzt und zu diesem Wert passende a ermittelt. Die dargebotene Nachgiebigkeit wird als ideale, verlustfreie Feder angenommen. Aus dieser Annahme lässt sich aus der Auslenkung der Feder

x_e die resultierende Endeffektorkraft F_e ermitteln. Unter dieser Annahme und unter Verwendung der Nachgiebigkeit des Federbalkens n_T , ergibt sich die Endeffektorkraft zu

$$F_e = x_e \cdot \frac{1}{n_T}. \quad (7.20)$$

Setzt man diesen Ausdruck in Gl. (7.4) ein und löst die Gleichung nach a auf, ergibt sich

$$a_{\text{subtraction}}(n) = \frac{x_{e,\max}}{F_{g,\max}} \cdot \left(1 \frac{\text{mm}}{\text{N}} + \frac{1}{n_T} \right). \quad (7.21)$$

Die Faktorstufen für a können somit nach Gl. (7.21) für die in Tabelle 7.4 gegebenen Nachgiebigkeiten berechnet werden. a wird dabei so bestimmt, dass es dazu führt, dass für die jeweilige Nachgiebigkeit genau $F_g = 10 \text{ N}$ Greifkraft genügen, um die maximale Auslenkung des Endeffektors x_e 15 mm zu erreichen. Die Auslegung von a für eine Nachgiebigkeit führt dazu, dass für härtere Nachgiebigkeiten größere Greifkräfte als $F_g = 10 \text{ N}$ nötig werden, um die maximale Auslenkung hervorzurufen. Zur maximalen Auslenkung weicherer Nachgiebigkeiten wird daher eine geringere Greifkraft als 10 N nötig sein.

Der Faktor a wird in drei Stufen untersucht. Dabei wird a an die zweitkleinste dargebotene Nachgiebigkeit $n_{T,5} = 0,8 \text{ mm/N}$ ($a = 3,35$), die zweitgrößte $n_{T,2} = 6,5 \text{ mm/N}$ ($a = 1,72$) und den Mittelwert aller dargebotenen Nachgiebigkeiten $n_{T,\text{mean}} = 4,27 \text{ mm/N}$ ($a = 2,71$) angepasst.

Exemplarisch für die Anpassung von a an den zweitkleinsten und zweitgrößten Nachgiebigkeitswert sind die Verläufe der Kennlinien bei der Interaktion mit den Nachgiebigkeiten in Abbildung 7.16 dargestellt. Hier zeigt sich, dass abhängig vom gewählten a die Dynamik der maximal aufzubringenden Greifkraft variiert. Bei Anpassung an die zweitkleinste Nachgiebigkeit $n_{T,5} = 0,8 \text{ mm/N}$ ergeben sich aufzubringende Kräfte im Bereich 4,8 N bis 15,6 N, bei Anpassung an die zweitgrößte Nachgiebigkeit ergibt sich eine Spanne von 9,3 N bis 30,4 N, um die maximale Auslenkung zu erzielen. Aus dem Graph lässt sich ebenso ableiten, dass die Änderung der notwendigen aufzubringenden maximalen Greifkräfte für sinkende Nachgiebigkeitswerte steigt. Hieraus lässt sich die Hypothese ableiten, dass mit pseudo-haptischem Feedback kleine Nachgiebigkeiten einfacher zu unterscheiden sind als große Nachgiebigkeiten. Als weitere Hypothese lässt sich formulieren, dass aufgrund der Vergrößerung der Dynamik der Greifkraft bei kleinen Werten für a ein größerer Informationstransfer zu erwarten ist.

Zur Ableitung der Faktorstufen a für den Fall der Division wird das Vorgehen äquivalent gewählt. Die abgeleiteten Werte der Faktorstufen a sind in Tabelle 7.5 zusammengefasst. Im Gegensatz zur Subtraktion zeigt bei der Division die Variation von a eine erheblich höhere Änderung der Dynamik der maximalen Greifkräfte um die maximale Auslenkung des Endeffektors zu erreichen (vgl.: Abb. 7.16). Für das an die zweitkleinste Nachgiebigkeit angepasste a ergibt sich so eine theoretische Dynamik von 21,7 N, für die Anpassung an die zweitgrößte Nachgiebigkeit eine Dynamik von theoretisch 155 N. Da dieser Wert den Messbereich der als Nutzerinterface eingesetzten Wägezelle übersteigt, ist die maximale Auslenkung des Endeffektors während der Interaktion mit der Nachgiebigkeit nicht möglich.

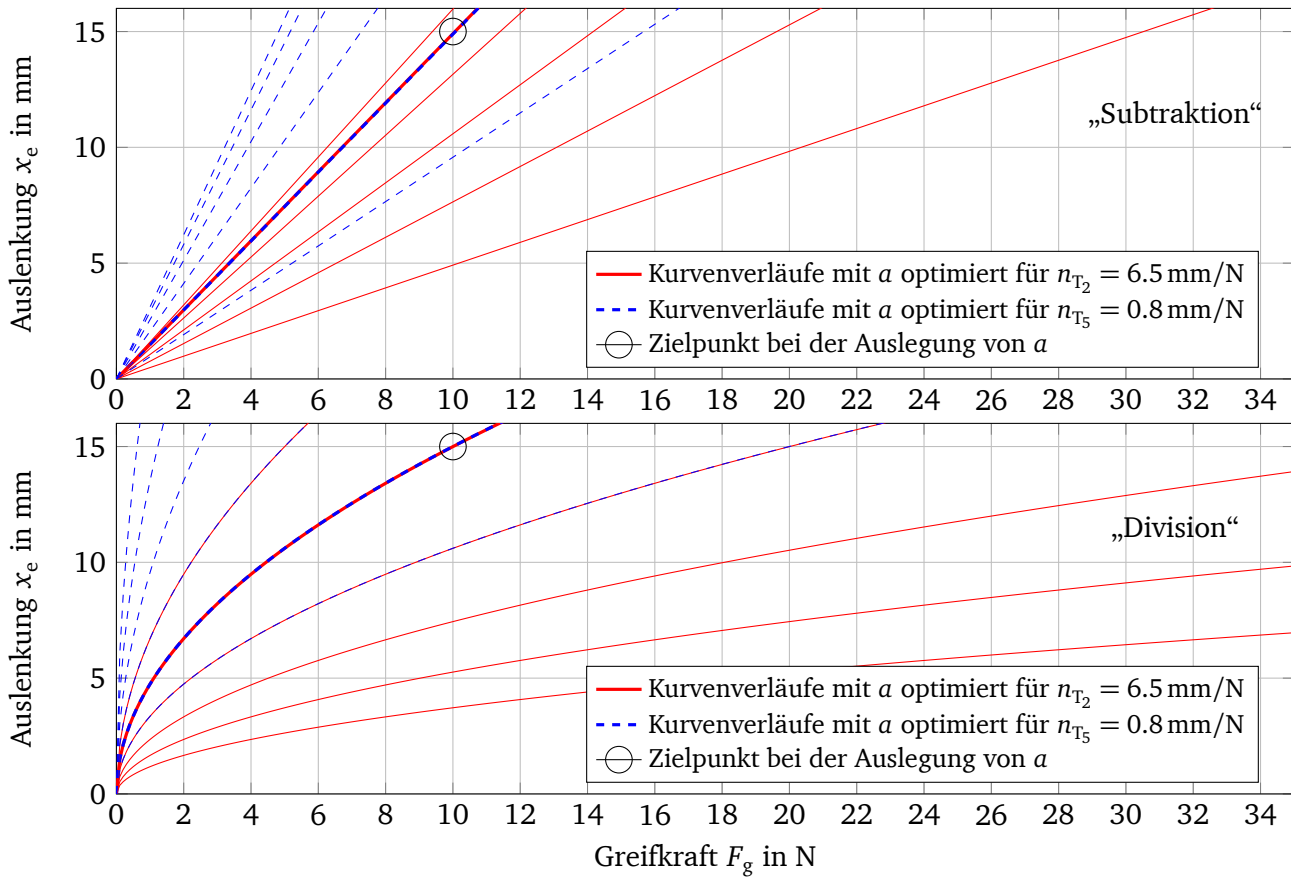


Abb. 7.16: Graphische Darstellung der Auswahlbedingung des Faktors a

Graphische Darstellung des Zusammenhangs zwischen Greifkraft des Nutzers F_g und Auslenkung des Endeffektors x_e bei Verkopplung über Subtraktion (oben) und Division (unten) unter Berücksichtigung der Anpassung von a auf unterschiedliche Nachgiebigkeitswerte.

Zur Berechnung der gestrichelten Linien wird das für den zweit kleinsten Nachgiebigkeitswert von $n_{T5} = 0,8 \text{ mm/N}$ optimierte $a_{sub} = 3,35$, bzw. $a_{div} = 25,8$ verwendet. Der Verlauf der durchgezogenen Geraden ist mit $a_{sub} = 1,72$ bzw. $a_{div} = 3,23$ berechnet, welches für die zweitgrößte Nachgiebigkeit $n_{T2} = 6,5 \text{ mm/N}$ angepasst ist. Die je sechs gestrichelten und durchgezogenen Gerade repräsentierend jeweils die 6 dargebotenen Nachgiebigkeiten, steigend von rechts nach links.

Offset der Greifkraft

Der Greifkraft-Offset wird in zwei Stufen evaluiert. Die beiden Stufen werden zu $F_{g,offset} = 0,2 \text{ N}$ und $F_{g,offset} = 1 \text{ N}$ gewählt. Der kleine Level wird gewählt um zu verhindern, dass Bewegungen des Endeffektors durch Sensorrauschen im Nutzerinterface hervorgerufen werden. Der Wert von $0,2 \text{ N}$ ist dabei so klein, dass er bei der Interaktion nicht als Offset wahrgenommen wird. Die gewählten Offsetwerte sind für beide Berechnungsmethoden identisch.

Maximalwert der Auslenkung

Die maximal zulässige Auslenkung des Systems wird in drei Faktorstufen untersucht. Die Werte werden zu $x_{e,max} = 15 \text{ mm}$, $x_{e,max} = 10 \text{ mm}$ und $x_{e,max} = 5 \text{ mm}$ bestimmt. Der größte Wert ergibt sich aus dem Design der variablen Nachgiebigkeit, deren Auslenkung auf 15 mm begrenzt

ist, um lineares Verhalten der Feder im elastischen Bereich des Materials zu gewährleisten. Die beiden anderen Werte entsprechen je 66 % und 33 % der maximalen Auslenkung.

Fazit

Alle abgeleiteten kontrollierbaren Faktoren führen zu insgesamt 36 Faktorstufenkombinationen, die durch den Versuch untersucht werden. Diese sind in Tabelle 7.5 zusammengefasst. Der Übersichtlichkeit wegen sind die gewählten Faktoren für die beiden untersuchten Berechnungsmethoden getrennt aufgeführt.

Tab. 7.5: Untersuchte Faktoren und Faktorstufen

Subtraktion			
Faktorstufen	1	2	3
a_{sub}	1.72	2.71	3.35
x_{max}	15 mm	10 mm	5 mm
$F_{\text{g,offset}}$	0.2 N	1 N	-

Division			
Faktorstufen	1	2	3
a_{div}	3.23	17	25.8
x_{max}	15 mm	10 mm	5 mm
$F_{\text{g,offset}}$	0.2 N	1 N	-

7.5.3 Versuchsdurchführung und Probanden

Alle 36 Kombinationen wurden sechs mal mit je 30 Trials untersucht, um 180 Trials für jede Faktorstufenkombination zu erhalten. Insgesamt wurden so 6480 Trials in 216 Versuchsdurchläufen gemessen. An der Studie nahmen 36 Probanden im Alter von 21 bis 30 Jahren teil. 34 Personen davon waren rechtshändig, zwei linkshändig. Sechs der Probanden waren weiblich. Jeder Proband führte Versuche mit sechs willkürlich ausgewählten Faktorstufenkombinationen, wie oben beschrieben, durch. Es wurde darauf geachtet, dass ein Proband nie zwei mal die gleiche Faktorstufenkombination erhält.

7.5.4 Ergebnisse und Diskussion

Die Ergebnisse der Versuche aus den 36 unterschiedlichen Faktorstufenkombinationen ($3 \cdot a \times 3 \cdot x_{\text{max}} \times 2 \cdot F_{\text{g,offset}} \times 2 \cdot \text{OP}$) wurden in Konfusionsmatrizen dokumentiert. Die Konfusionsmatrix einer Faktorstufenkombination vereint die ermittelten Werte von allen sechs Probanden, welche die jeweilige Faktorstufenkombination getestet haben. Aus den Matrizen wurden jeweils die IT -Werte sowie die $F_2(i)$ -Werte nach den Gleichungen (7.10) und (7.12) berechnet.

Die ermittelten IT -Werte weisen einen Mittelwert von 1,00 bit auf, wobei die Werte zwischen 0,66 bit und 1,72 bit variieren. Mithilfe des Shapiro-Wilk-Tests wurden die Ergebnisse auf ihre Normalverteilung hin überprüft. Der Shapiro-Wilk-Test ergibt $W = 0,94976$ mit $p = 0,1028$ und

lässt damit auf eine Normalverteilung schließen, was eine Voraussetzung für die später durchgeführte Varianzanalyse darstellt [181, 184].

Die in dieser Studie ermittelten IT-Werte übersteigen die in der Vorstudie aus Abschnitt 7.4 ermittelten IT-Werte, was darauf schließen lässt, dass sich unter den untersuchten Faktorstufenkombinationen ein Satz befindet welcher die Effizienz des pseudo-haptischen Feedbacks im Vergleich zur Vorstudie steigert.

Die ermittelten F_2 Werte zeigen einen Mittelwert über alle dargebotenen Stimuli von 0,544 ($W = 0,982$, $p = 0,823$) mit einem Minimum von 0,218 und einem Maximum von 0,949. Aufgrund des großen Unterschiedes zwischen dem kleinsten und größten F_2 -Wert lässt sich schließen, dass die absolute Größe der Stimuli einen Effekt auf den Erfolg der Wahrnehmung hat.

Der Mittelwert von F_2 für alle Stimuli einer Faktorstufenkombination korreliert signifikant mit den ermittelten IT-Werten (Korrelationskoeffizient nach Pearson $r = 0.89$, $p < 0.0001$). Dieses Verhalten war aufgrund der Definition des F_2 -Wertes aus Abschnitt 7.3.2 zu erwarten. In dieser Analyse wird F_2 als Stimulus spezifischer Messwert verwendet, welcher den Wert des Informationstransfers ergänzt.

Zur detaillierten Untersuchung der erhobenen Daten wurde eine Varianzanalyse (ANOVA, Analysis of Variance) durchgeführt. Hierzu wurde die Software GNU R (Version 3.2.2) verwendet. An dieser Stelle beschränkt sich die Auswertung auf jene Faktoren, die in der Auswertung als signifikant identifiziert wurden. Neben der Signifikanz p und der F -Statistik wird ω^2 als Schätzer für die Effektgröße in der Grundgesamtheit verwendet [184]. Dabei beschreiben Werte ab $\omega^2 = 0,01$, $0,06$ und $0,14$ je kleine, mittlere und große Effekte.

Bezogen auf die Zielgröße, des in den Versuchen ermittelten Informationstransfers, zeigt die Berechnungsmethode (OP, Subtraktion oder Division) einen hoch signifikanten Einfluss auf das erzielte Ergebnis (Einfaktorielle ANOVA, $F_{(1,34);OP} = 28,94$, $p_{OP} < 0,0001$, $\omega_{OP}^2 = 0,437$).

Ausgehend davon wurden folgend zweifaktorielle Analysen mit OP als erstem Faktor durchgeführt. Die Beschränkung der maximalen Auslenkung des Endeffektors x_{\max} zeigt signifikanten Einfluss ($F_{(1,30);x_{\max}} = 5,461$, $p_{x_{\max}} = 0,009$, $\omega_{x_{\max}}^2 = 0,103$). Jeweilige Interaktionen sind nicht signifikant. Für Faktorstufenkombinationen mit Division als Berechnungsfaktor (OP) wurde ein *Post-Hoc Test* durchgeführt. Dieser paarweise t-Test mit *Bonferroni-Korrektur* zeigt einen fast signifikanten Unterschied zwischen $x_{\max} = 5$ mm maximal zulässiger Auslenkung des Endeffektors und $x_{e,\max} = 10$ mm ($p = 0,054$) und einen signifikanten Unterschied zu maximal zulässigen Auslenkung von $x_{\max} = 15$ mm ($p = 0,028$). Für den Fall der subtraktiven Berechnungsvorschrift ist kein signifikanter Unterschied für die unterschiedlichen maximal zulässigen Auslenkungen zu ermitteln. Für die beschriebene Analyse sind die ermittelten IT-Werte in Abbildung 7.17 in Form von *Boxplots*¹ dargestellt.

Die Auswertung des Skalierungsfaktors a ($F_{(2,30);a} = 1,251$, $p_a = 0,301$, $\omega_a^2 = 0,008$) und des

¹ Der Boxplot ist ein Diagramm zur Darstellung von Messergebnissen und deren Verteilung. Die Box zeigt die Lage des unteren Quartils (25% der erhobenen Daten sind kleiner), des Medians (50% der erhobenen Daten sind kleiner) und des oberen Quartils (75% der erhobenen Daten sind kleiner). Umrahmt wird die Box von den sogenannten Whiskern, welche jeweils den letzten Datenpunkt innerhalb des 1,5-fachen Interquartilsabstandes anzeigen. Erhobene Datenpunkte außerhalb des Bereichs werden punktförmig als Ausreißer markiert.

untersuchten Offsets der Greifkraft $F_{g,offset}$ ($F_{(1,32);F} = 1,219$, $p_F = 0,278$, $\omega_F^2 = 0,003$) zeigt keinen signifikanten Effekt. Gleiches gilt für die Interaktion der beiden Faktoren mit der Berechnungsmethode (OP).

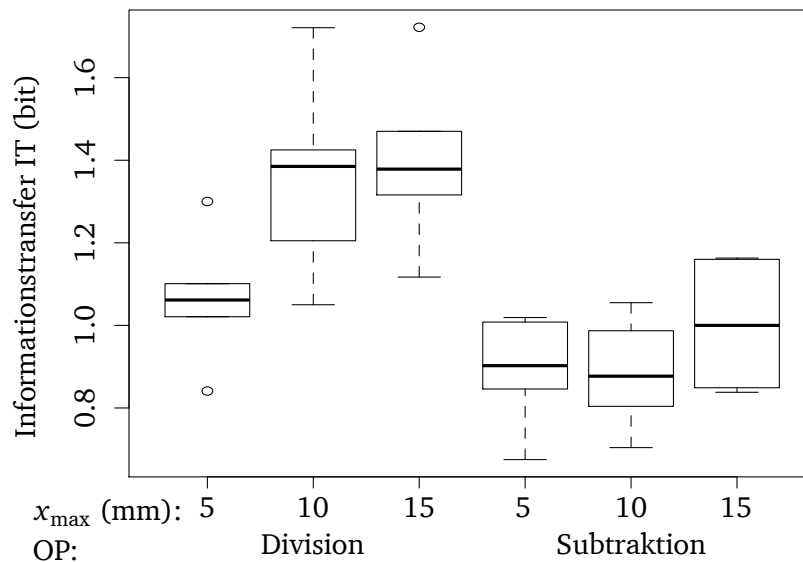


Abb. 7.17: Boxplot der IT-Werte aufgeteilt nach Berechnungsmethode (OP) und maximal zulässiger Auslenkung des Endeffektors ($x_{e,max}$).

Um die F_2 -Werte zu analysieren, wurden Einfaktor-ANOVAs für alle Faktoren durchgeführt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 7.6 dargestellt. Der vom Nutzer aufzubringende Offset der Greifkraft $F_{g,Offset}$ zeigt keinen signifikanten Einfluss auf einen der ermittelten F_2 -Werte und wird daher für folgende Analysen nicht weiter betrachtet.

Vor allem im Bereich großer Nachgiebigkeiten hat die Berechnungsmethode (OP) einen großen Einfluss auf die Performance zur Klassifizierung. Es ist zu vermuten, dass durch die Berechnungsmethode der Division die Skalierung der Kräfte besser an die menschliche Physiologie zur Kraftwahrnehmung angepasst ist, was zu der, in den Messungen gefundenen, besseren Unterscheidbarkeit der einzelnen Stufen führen könnte. Die bessere Performance bei der Identifikation der Nachgiebigkeitswerte äußert sich in den in Abbildung 7.18 dargestellten höheren F_2 -Werten. Für geringere Nachgiebigkeiten beeinflusst die Berechnungsmethode (OP) die Leistungsfähigkeit zur Identifikation der Nachgiebigkeiten kaum. Dies ist auf die reduzierte Fähigkeit zur Unterscheidung von Kräften im Bereich über 15 N zurückzuführen.

Abbildung 7.18 zeigt geringe Unterschiede in Abhängigkeit des Skalierungsfaktors a , angepasst für niedrige Nachgiebigkeiten. Dies bestätigt die Annahme, dass durch die Wahl der Berechnungsmethode eine bessere Anpassung an die menschliche Physiologie erreicht werden kann. Der Unterschied zwischen den Berechnungsmethoden ist statistisch jedoch nicht signifikant unterschiedlich.

Tab. 7.6: Analyse der sich ergebenden Effektgrößen der F_2 -Werte für die unterschiedlichen Stimulistufen. Sternchen beschreiben den Grad der Signifikanz (* $\equiv p < 0,05$, ** $\equiv p < 0,01$). Die ermittelten Effektgrößen sind verbal dargestellt.

	Operator	a	x_{\max}
Stimulus 1 (größte Nachgiebigkeit)	** groß		
Stimulus 2	* mittel		
Stimulus 3	** groß		
Stimulus 4	** groß		
Stimulus 5			* groß
Stimulus 6 (kleinste Nachgiebigkeit)		* groß	* mittel

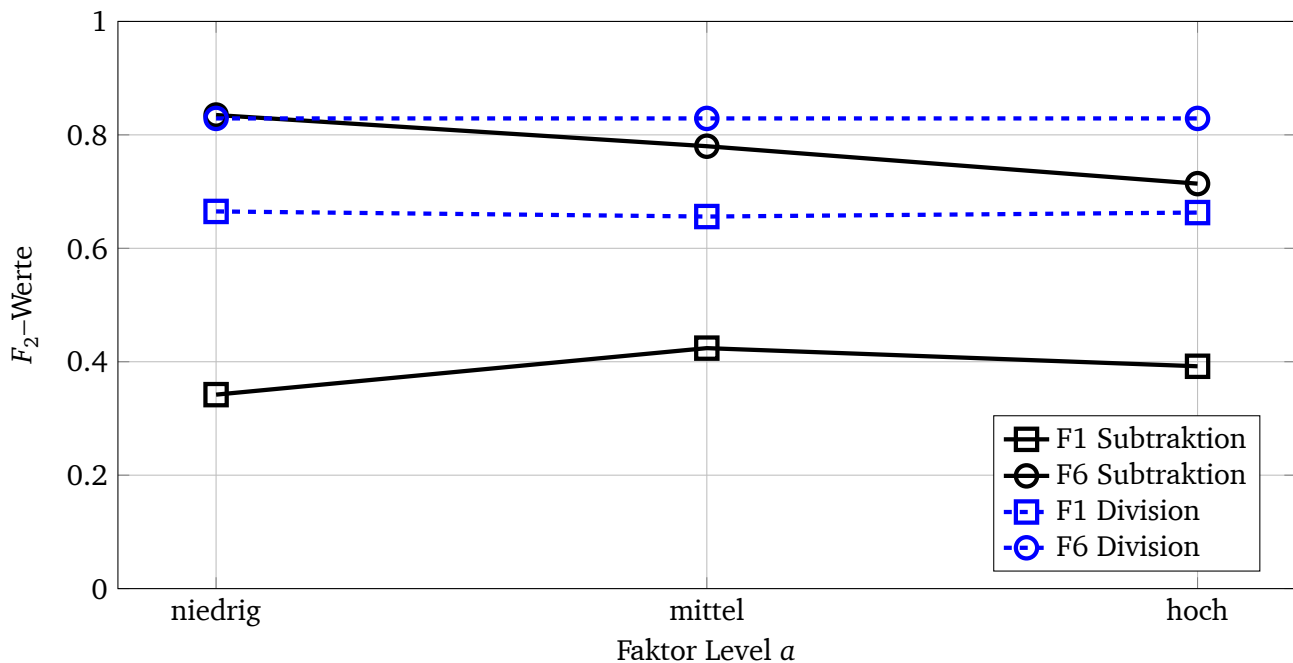


Abb. 7.18: F_2 -Werte in Abhängigkeit des Skalierungsfaktors a für die Berechnungsmethode Subtraktion und Division.

F_2 -Werte für Stimuli mit der höchsten Nachgiebigkeit (F1, Quadrate) und der geringsten Nachgiebigkeit (F6, Kreise) für unterschiedliche Berechnungsmethoden (OP, Division - gestrichelte Linien, Subtraktion - durchgängige Linien) und Skalierungsfaktor a .

7.5.5 Fazit

Aus der durchgeführten Studie lässt sich ableiten, wie groß der Einfluss einzelner Systemparameter auf den erreichbaren Informationstransfer pseudo-haptischen Feedbacks ist. Der größte Einfluss geht von dem Berechnungsfaktor („Subtraktion“ und „Division“) aus, der den direkten Zusammenhang der funktionsbestimmenden Größen *Greifkraft*, *Endeffektorinteraktionskraft* und der resultierenden *Endeffektorauslenkung* herstellt.

Weitere Einflüsse sind in der Größe der Auslenkung des Endeffektors zu beobachten. Zur Auswahl von Freiheitsgraden, in denen pseudo-haptisches Feedback dargestellt werden soll, ist daher darauf zu achten, dass ein ausreichender Stellweg zur Verfügung steht. Da sich für Auslenkungen ab 10 mm keine weitere Steigerung des Informationstransfers mehr ergibt, lässt sich schließen, dass die ca. 10 mm Greifabstand, die an den Endeffektoren des Single-Port-Systems zur Verfügung stehen, ausreichend sind. Durch entsprechende Vergrößerung bei Verwendung von Bildgebungssystemen ist damit zu rechnen, dass auch bei kleineren realen Stellwegen ein entsprechender Effekt zu verzeichnen sein wird.

Die Wahl des Skalierungsfaktors a zeigt nur einen untergeordneten Einfluss auf den erreichbaren Informationstransfer. Es zeigt sich jedoch, dass sich durch die Wahl der Faktoren eine Anpassung des pseudo-haptischen Effekts an unterschiedlich steife Materialien vornehmen lässt. Um die Ergebnisse zu verifizieren, sollten zukünftige Versuche eine größere Spreizung der Skalierungsfaktoren vorsehen. Damit soll abgeleitet werden, ob sich durch die Wahl größerer Werte für a ein stärker messbarer Effekt einstellt.

Der Faktor des Greifkraftoffsets zeigt keinen Einfluss auf den erreichbaren Informationstransfer. Dieser kann daher in der praktischen Umsetzung der Pseudo-Haptik im medizinischen Teleoperationssystem vorgesehen werden.

7.6 Langzeitstudie: Untersuchung des Einflusses von Lerneffekten auf den Informationstransfer

Es ist zu erwarten, dass sich durch Training und Erfahrung im Umgang mit dem pseudo-haptischen Teleoperationssystem Lerneffekte einstellen. Um den Einfluss von Lerneffekten auf die Leistungsfähigkeit von pseudo-haptischem Feedback in der Teleoperation IT_{est} zu analysieren, werden zwei Experimente durchgeführt. Das erste Experiment ist eine Kurzzeitstudie, wobei der sich einstellende Lerneffekt bei mehrfacher Wiederholung der Identifikationsaufgabe an einem einzigen Tag ermittelt wird. Das zweite Experiment ist eine Langzeitstudie über mehrere Tage hinweg, die den sich einstellenden Lerneffekt über längere Zeit bewerten soll.

Basierend auf typischen Lerncharakteristika [185, 186] wird erwartet, dass sich ein logarithmischer Anstieg des erzielten Informationstransfers mit einer oberen Schranke ergibt. Da die in den Studien genutzten Identifikationsexperimente zur Bestimmung der IT_{est} in weitem Maß das Gedächtnis des Probanden beanspruchen [174], wird erwartet, dass bei dem Langzeitversuch größere Steigerungen des Informationstransfers erzielt werden können [187].

7.6.1 Setup des Teleoperationssystems, Versuchsdurchführung und Probanden

In der Kurzzeitstudie wurden Probanden gebeten das Identifikationsexperiment sechs mal in direkter Folge durchzuführen. Jede der sechs Wiederholungen bestand aus 30 Trials, sodass sich insgesamt 180 Trials unter Verwendung der gleichen Systemeinstellung ergeben. Der Ablauf der einzelnen Versuchsdurchgänge gleicht dem in Abschnitt 7.5 beschriebenen Vorgehen. Für das Teleoperationssystem wurden die Parameter gewählt, die die besten Ergebnisse während der Hauptstudie erzielten. Die Parameter sind: Rechenoperator Division, $a = 25,8$, $x_{\max} = 15$ mm an $F_{g,\text{offset}} = 0,2$ N. Die Studie wurde von zwei männlichen Probanden im Alter von 23 und 24 Jahren durchgeführt.

Die Langzeitstudie wurde von zwei anderen Probanden, männlich, 22 und 27 Jahre alt, durchgeführt. Die Versuche verteilten sich auf zehn Messtage, die auf Wochentage fielen. An Wochenenden wurde nicht gemessen. Beide Probanden führten das Experiment mit je zwei unterschiedlichen Parametersätzen durch. Nachdem sich in der Hauptstudie die Berechnungsmethode als größter Einflussfaktor auf die erreichbare IT herausgestellt hatte, wurden die Versuche mit je einem Parameterset aus Division und Subtraktion durchgeführt. Die anderen Parameter wurden aus dem Mittelfeld der erreichten IT-Werte der Hauptstudie gewählt, um die Möglichkeit zur Steigerung der IT über die Versuchszeit zu ermöglichen. Die Skalierungsfaktoren ergaben sich zu $a = 2,71$, $x_{\max} = 15$ mm und $F_{g,\text{offset}} = 0,2$ N für die Subtraktion und $a = 3,23$, $x_{\max} = 15$ mm an $F_{g,\text{offset}} = 1$ N für die Division.

Beide Probanden führten pro Tag zwei Durchläufe mit je 30 Trials für beide Parametersätze durch. Somit ergeben sich 4 Durchläufe pro Proband und Tag.

7.6.2 Ergebnisse und Diskussion

Die Kurzzeitstudie zeigt einen vernachlässigbaren Lerneffekt. Die Ergebnisse sind in Abbildung 7.19 aufgetragen.

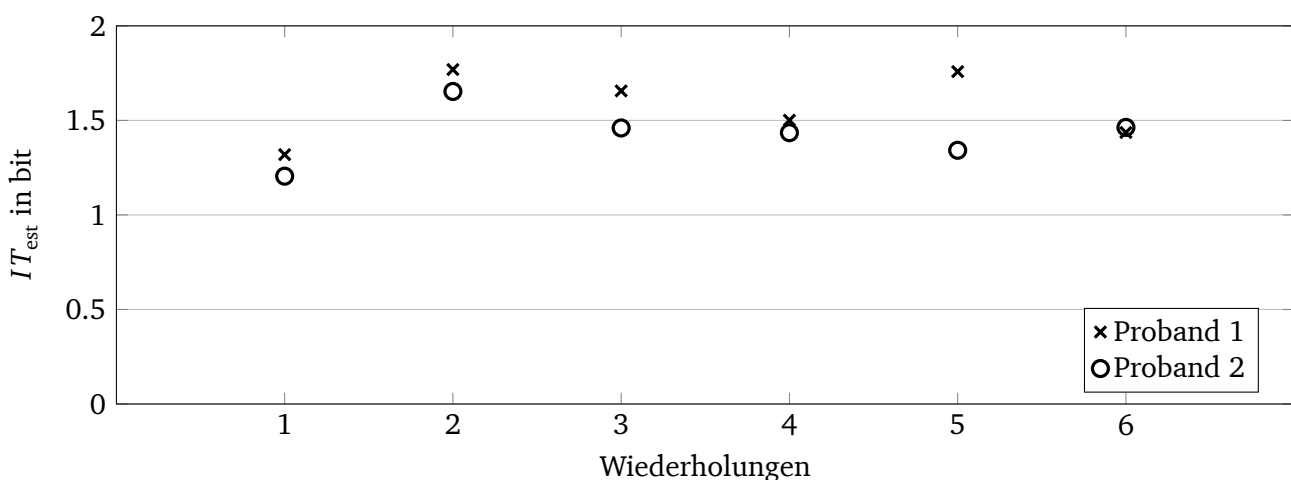


Abb. 7.19: Einfluss des Lerneffektes auf den erreichbaren Informationstransfer (IT) für sechs direkt aufeinander folgende Wiederholungen a 30 Trials an einem Tag.

Dagegen zeigen die Ergebnisse der Langzeitstudie in Abbildung 7.20 einen Anstieg des erreichten IT_{est} -Wertes. Es zeigt sich, dass an allen zehn Versuchstagen der erreichte Informationstransfer für die Division höher ist als für die Subtraktion. Der durchschnittliche Zeitabstand zwischen zwei Messungen beträgt etwa 1,4 Tage, da Versuche nur an Wochentagen durchgeführt wurden. Ein Zusammenhang zwischen den Einbrüchen der IT und Unterbrechungen der Messtage, wie zum Beispiel an Wochenenden, kann nicht beobachtet werden.

Der größte gemessene IT_{est} -Wert während der Versuche wurde für den Parametersatz der Division mit $IT_{\text{est}} = 2,455$ bit gemessen. Dieser Wert kommt sehr nahe an das theoretische Maximum von $IT_{\text{est}} = 2,585$ bit heran, das sich aus den nur sechs zur Verfügung gestellten Stimuli ergibt. Der

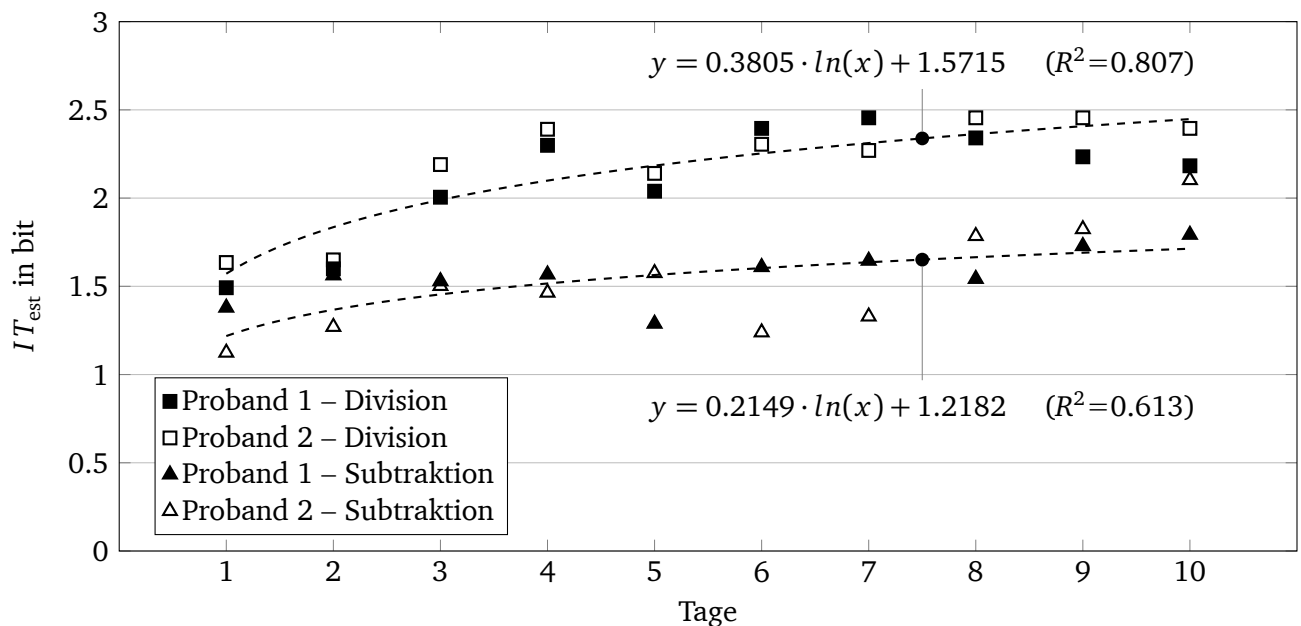


Abb. 7.20: Einfluss des Lerneffektes auf den erreichbaren Informationstransfer innerhalb eines Zeitraums von zehn Tagen.

Die Langzeitstudie wurde mit zwei Probanden und für je einen Parametersatz mit dem Berechnungsfaktor Subtraktion und Division durchgeführt. Die Lernkurven für die unterschiedlichen Parametersätze sind als logarithmische Trendlinie, basierend auf den Mittelwerten der Probanden, eingezeichnet. Die Gleichungen und die Regressionsfaktoren sind in der Abbildung gegeben.

durch den Lerneffekt hypothetisch erwartete logarithmische Anstieg der IT lässt sich für den Parametersatz der Division stärker beobachten ($R^2 = 0,81$, Abb. 7.20) als für den Parametersatz der Subtraktion ($R^2 = 0,61$). Der Zuwachs an übertragenen Informationen wird anhand einer logarithmisch angenäherten Funktion berechnet. Diese ist in Abbildung 7.20 dargestellt. Für die Division ergibt sich so über den Versuchszeitraum ein Zuwachs der IT von 0,88 bit. Für den subtraktiven Parametersatz steigen die übertragbaren Informationen um 0,56 bit an.

Im Fall der subtraktiven Beziehung zeigt sich nach Beendigung der zehn Versuchstage noch keine Sättigung des IT_{est} -Wertes, was darauf schließen lässt, dass der Lernvorgang nach zehn Tagen nicht abgeschlossen ist.

Die durch die Kurz- und Langzeitstudie ermittelten Ergebnisse lassen zudem darauf schließen, dass die Hypothese, dass Schlaf den Lernvorgang begünstigt, bestätigt werden kann. Bei prakti-

schem Einsatz von pseudo-haptischem Feedback in Teleoperationssystemen sollte daher zu Beginn für alle Nutzer eine Phase zur Eingewöhnung und zum Training über mehrere Tage vorgesehen werden.

7.7 Fazit und sich daraus ergebende neue Forschungsfragestellungen

Anhand der drei durchgeführten Studien kann nachgewiesen werden, dass die Prinzipien der *Pseudo-Haptik* auch auf die Teleoperation übertragen werden können. Die Herleitung des Zusammenhangs pseudo-haptischen Feedbacks erfolgt für alle wahrnehmbaren mechanischen Eigenschaften einer Interaktion. Der Nachweis wurde für die Interaktion mit Nachgiebigkeiten erfolgreich geführt.

Aus den Versuchen ergibt sich, dass der verwendete Berechnungsfaktor („Subtraktion“ oder „Division“) in der Verkopplungsbeziehung den größten Einfluss auf das Maß wahrgenommenen haptischen Feedbacks hat. Durch die richtige Wahl kann der erreichbare Informationstransfer um bis zu 48 % erhöht werden. Diesem Vergleich liegen die Werte für den größten gemessenen Informationstransfer unter Verwendung der „Division“, als auch der größte ermittelte IT-Wert unter Verwendung der „Subtraktion“ als Berechnungsfaktor zu Grunde.

Ebenso führt eine große Auslenkung x_{\max} tendenziell zu einem höheren erreichbaren Informationstransfer. Dies ist vor allem auf das räumliche Auflösungsvermögen des menschlichen Auges zurück zu führen. Bei großen Auslenkungen ist die Dynamik des für *pseudo-haptisches Feedback* genutzten visuellen Kanals größer. Eine Abhängigkeit des Informationstransfers von einem vorgegebenen Greifkraftoffset zeigte sich in den Versuchen nicht. Vor dem Hintergrund der Integration *pseudo-haptischen Feedbacks* in die gesamte Bedieneinheit ist diese Eigenschaft vorteilhaft. Der Offset kann genutzt werden, um die Greifkrafteingabe des Nutzers an der Bedieneinheit eine Robustheit gegenüber durch kinästhetisches Feedback hervorgerufene Querkräfte zu erzielen. Die durchgeführten Studien zeigen, dass die Wahrscheinlichkeit einen Stimulus korrekt zu identifizieren steigt, wenn die Nachgiebigkeit des manipulierten Objektes sinkt. Da jedoch bei Operationen eher von hohen Nachgiebigkeiten des Gewebes auszugehen ist, sind zukünftige Untersuchungen zur Optimierung der Fähigkeit zur Wahrnehmung großer Nachgiebigkeit vorzunehmen. Hierzu sind weitere Berechnungsmethoden bzw. Skalierungsmethoden anzuwenden. Darauf aufbauend stellen sich zur Optimierung des pseudo-haptischen Effekts weitere Fragen. Beispielsweise wurde in anderen Forschungsarbeiten nachgewiesen, dass der Grad, wie realistisch haptisches Feedback wahrgenommen wird, von der während der Interaktion umgesetzten Energie abhängt [188]. Um den Einfluss der Erkenntnis auf den Informationstransfer pseudo-haptischen Feedbacks zu beurteilen, können die zuvor beschriebenen Versuche unter Verwendung eines Nutzerinterfaces mit definierter Nachgiebigkeit wiederholt werden. Des Weiteren kann versucht werden, die während der Interaktion im Finger gespeicherte potentielle Energie zu bestimmen und daraus Erkenntnisse über die Wahrnehmung abzuleiten.

In der Langzeitstudie konnte abgeleitet werden, dass sich durch Lerneffekte eine Steigerung des Informations-Transfers um bis zu 0,88 bit (bei 10 Testtagen) ergibt. Die Steigerung des Informations-Transfers ist unter Verwendung des Berechnungsfaktors „Division“ stärker ausgeprägt als für den Berechnungsfaktor „Subtraktion“. Eine endgültige Sättigung des Lerneffekts

scheint sich in der Versuchszeit noch nicht eingestellt zu haben. Daher sollten zukünftige Studien über einen längeren Zeitraum durchgeführt werden. Zur statistischen Sicherung der Ergebnisse sollte für die zukünftigen Versuche zusätzlich eine größere Anzahl Probanden vorgesehen werden.

Die durchgeführten Studien beziehen sich auf die Wahrnehmung von Nachgiebigkeiten, wie sie bei der Operation an menschlichem Gewebe maßgeblich zu erwarten sind. Weitergehende Untersuchungen sollten die Eignung von pseudo-haptischem Feedback zur Darstellung von Massen, Reibung und kombinierten Materialeigenschaften betreffen.

Vor dem Hintergrund, dass ein Großteil haptischer Information im höherfrequenten Anteil des Spektrums haptischer Interaktion liegt, sind die Erkenntnisse der durchgeführten Studie um die Betrachtung dynamischer Materialeigenschaften zu erweitern. Es ist zu erwarten, dass das Spektrum pseudo-haptischer Wahrnehmung mit der Fähigkeit des Menschen zur bewussten Ausübung von Kräften und Bewegungen (vgl. Tabelle 2.3) beschränkt ist. Mit der Entwicklung des taktilen Nutzerinterfaces in Abschnitt 6.5 wird eine Möglichkeit vorgestellt, durch Kombination unterschiedlicher Darstellungsmethoden das komplette Spektrum der darzustellenden haptischen Information abzudecken.



8 Sensorik zur Messung von Endeffektor-Interaktionskräften

Die Messung der Interaktionskräfte zwischen dem Endeffektor und dessen Umgebung ist eine notwendige Voraussetzung zur Darstellung haptischen Feedbacks während der Teleoperation. Die in den unterschiedlichen Freiheitsgraden gemessenen Interaktionskräfte werden durch die in der Bedieneinheit befindlichen Aktoren und kinematischen Mechanismen für den Nutzer wahrnehmbar dargestellt.

Derzeit ist im Stand der Technik kein Sensor verfügbar, der für den Einsatz in Single-Port-Robotern universell geeignet ist. Spezielle Anforderungen, die sich aus den Dimensionen des Roboters und dem eingesetzten parallelkinematischen Mechanismus ergeben, sowie Anforderungen an die Sterilisierbarkeit im medizinischen Umfeld, erfordern die Eigenentwicklung von Messkonzepten und Sensoren.

Im Rahmen des Projektes wird das Ziel verfolgt, den Manipulator nach Möglichkeit rein passiv auszuführen und damit eine elektrische Kontaktierung und die Integration aufwändiger Sensoren an der Endeffektorspitze zu vermeiden. Damit wird für den späteren Einsatz des Systems eine kostengünstige Austauschbarkeit der Manipulatoren und Endeffektoren gesichert und die Sterilisierbarkeit der eingesetzten Komponenten erleichtert. Die Entwicklung der Messkonzepte berücksichtigt dabei die Vorteile, die sich aus der für den Manipulator gewählten Struktur ergebenden. Aufgrund der hohen Steifigkeit des parallelkinematischen Mechanismus ergibt sich die Möglichkeit, Sensorkomponenten im Mechanismus und der Antriebseinheit zu verteilen und damit den Aufwand pro Messelement zu reduzieren. Zur Ableitung von möglichen Messstellen und Konzepten und zu deren Bewertung wird zusätzlich zu der Anforderungsermittlung eine Analyse des Single-Port-Systems vorgenommen.

Neben der Sensorik zur Messung der Interaktionskräfte zur Darstellung von kinästhetischem Feedback, liegt ein weiteres Augenmerk in diesem Kapitel auf der Bereitstellung von Daten zur Erweiterung des haptischen Feedbacks. Hierzu zählt die Ableitung und Messung hochfrequenter Signalanteile der Werkzeuginteraktion zur Darstellung vibrotaktilen haptischen Feedbacks und die Ableitung von Interaktionsgrößen, welche für die Darstellung von pseudo-haptischem Feedback notwendig sind.

8.1 Anforderungen an die Messung der Endeffektorinteraktion

Das Bedienkonzept sieht vor, dass der Nutzer mit seiner Hand das letzte Glied der Hauptkette der Endeffektorkinematik steuert. Dazu hat der Nutzer eine haptische Pinzette bzw. einen haptischen Pistolengriff (vgl. Abschnitt 6.4) in seiner Hand. Die allgemeinen Referenzpunkte der zu messenden Kraftwirkung am Endeffektor sind in Abbildung 8.1 dargestellt.

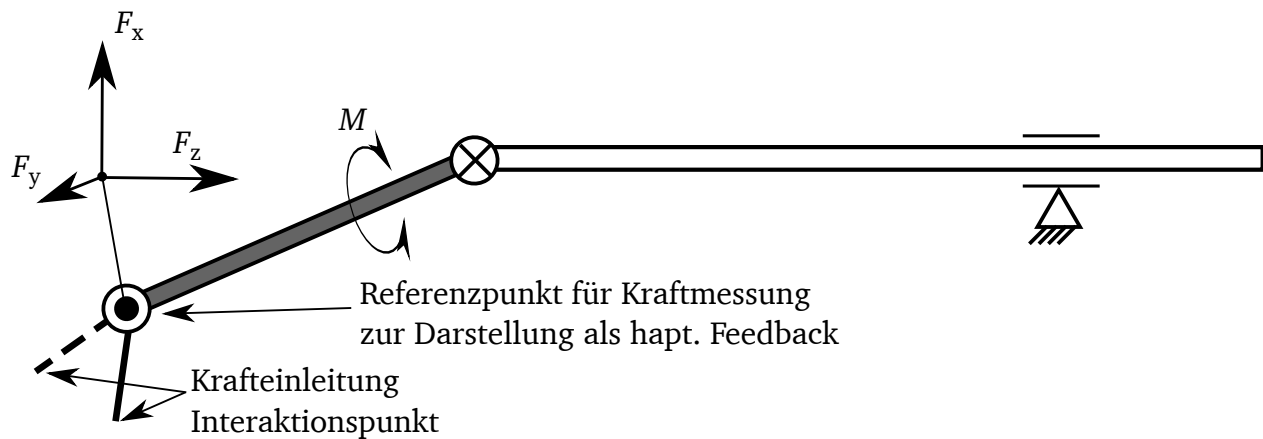


Abb. 8.1: Ableitung des Referenzpunktes zur Darbietung haptischen Feedbacks und die Änderung der Abweichung des Referenzpunktes von der Kräfteinleitungsstelle durch Kröpfung oder Abwinkelung des Endeffektors.

Aus den möglichen Freiheitsgraden der kinematischen Struktur des Endeffektors sowie der Bedieneinheit lässt sich ableiten, dass die Interaktion des Endeffektors in drei kartesischen Freiheitsgraden darzustellen und damit auch zu messen ist. Hinzu kommt die Messung des Drehmoments um die Werkzeugachse sowie die sich bei Schließung des Endeffektors ergebenden Kräfte zwischen den Branchen. Durch die kinematische Struktur des Endeffektors treten neben den Drehmomenten bezüglich der Längsachse des Endeffektors keine Drehmomente auf.

Ein sich zukünftig möglicherweise ergebender Freiheitsgrad zur Abwinkelung des Endeffektors hat keinen Einfluss auf die Anzahl der Freiheitsgrade des darzustellenden haptischen Feedbacks. Unter Annahme der beschriebenen Bediensituation, bei der der Nutzer die kinematische Hauptkette des Roboters steuert, führt eine Abwinkelung des Endeffektors, bezogen auf die Messstelle, zu einer Veränderung der Hebelverhältnisse. Diese Hebelverhältnisse können, abhängig vom gewählten Messpunkt, zu einer Skalierung der Messwerte führen und müssen daher bei Auswertung der Sensorsignale berücksichtigt werden. Die Schnittkräfte bezüglich des Angriffspunktes des Nutzers bleiben jedoch gleich.

Zur Darstellung vibrotaktilen Feedbacks ist eine Beschleunigungsmessung an einem dem Endeffektor nahen Bauteil vorzusehen. Es ist zu erwarten, dass am Endeffektor Interaktionskräfte von maximal 3 N bis 8 N auftreten [189, 190]. Diese Kräfte ergeben sich aus der Masse von zu bewegend Organen, als auch aus der Bruchfestigkeit von Gewebe, mit welchem interagiert wird. Der Endeffektor des Roboters ist so ausgelegt, um in jedem Raumpunkt und jede Richtung eine Kraft von 5 N zu sichern. Dieser Wert wird daher als Nennwert zur Auslegung des Kraftsensors in allen Freiheitsgraden festgelegt.

Die Dynamik des zu messenden Signals sollte möglichst die komplette Bandbreite der haptischen Wahrnehmung eines Nutzers abbilden und bis zu 1 kHz betragen. Aufgrund der im kinästhetischen Bereich vornehmlichen Interaktion mit weichem Gewebe wird der Bereich DC bis 100 Hz als mindestens zu erreichende Dynamik definiert [46].

Die Unsicherheit der Interaktionskraftmessung darf nicht höher sein als die physiologisch begründete differentielle Wahrnehmungsschwelle für Kraft und wird daher mit 10 % gefordert [30].

Das Wechselspiel von absoluter und differenzieller Wahrnehmungsfähigkeit des Menschen führt zu stark variierenden Anforderungen an das Sensorsignal im Messbereich. Bezogen auf den geforderten Nennwert von 5 N ist bei kleinen Interaktionskräften im Bereich der Wahrnehmungsschwelle von 15 mN (vgl. Tab. 2.2) eine theoretische, absolute Auflösung des Sensorsignals von 1,5 mN notwendig, um die Anforderung an die differentielle Wahrnehmungsschwelle des Menschen von 10 % einzuhalten. Dies entspricht einer notwendigen Auflösung von 0,03 % des Nennwertes des Sensors. Bei Interaktionskräften im Bereich der Nennkraft von 5 N ist eine absolute Auflösung von 0,5 N ausreichend, um innerhalb der Toleranz der Wahrnehmungsfähigkeit des Menschen zu bleiben.

Vorversuche zeigen, dass bei der Interaktion des Endeffektors des Roboters mit der Umgebung Beschleunigungsamplituden von bis zu 1,5 g auftreten. Diese Werte sind in einem für taktilen Feedback relevanten Frequenzbereich von ca. 50 Hz bis 1000 Hz zu messen. Eine Zusammenfassung der allgemeinen Anforderungen an die Sensorik wird in Tabelle 8.1 gezeigt.

Im Folgenden werden unterschiedliche mögliche Messstellen und Sensorpositionen am Single-Port-Roboter abgeleitet und aufgestellte Konzepte auf ihre Nutzbarkeit hin untersucht. Aus den unterschiedlichen Konzepten ergeben sich weitere Anforderungen an die jeweiligen Sensorele-

Tab. 8.1: Anforderungen an die Sensorik zur Messung der Endeffektorinteraktion.

Anforderung	Beschreibung	Wert	Quelle
Kräfte			
Anzahl Freiheitsgrade	kartesisch, Drehmoment, Greifen	5	
Nennkräfte	karte- sisch, (x y z)	übliche Kraft zum Heben von Orga- nen, Bruchkraft bei Punktbelastung	0 ... 5 N [118]
Dynamik	harter Kontakt zwischen Instrumen- ten; Wahrnehmungsgrenze	DC ... 1 kHz	[24]
		Interaktion mit weichem Gewebe	DC ... 500 Hz [7, 118] DC ... 100 Hz [46]
Unsicherheit	JND	<10 %	[30]
	absolute Auflösung	1,5 mN	
Beschleunigung			
Anzahl Freiheitsgrade	zu messende Freiheitsgrade zur Er- mittlung des Betrags	3	
Nenn- beschleunigungen	zu erwartender Nennwert der Am- plitude	1,5 g	[148, 191]
Dynamik	Bereich taktiler Wahrnehmung	50 Hz ... 1 kHz	[24]

mente, die im jeweiligen Fall separat betrachtet werden.

Für die im Folgenden betrachteten Sensoren wird gefordert, dass ihre Abmessungen zu der zur Verfügung stehenden Struktur des Single-Port-Roboters passen und, dass sie für ihren Einsatz in einem medizinischen System prinzipiell sterilisierbar sein sollten.

8.2 Messkonzepte zur Erfassung von Endeffektorinteraktionskräften und Stand der Technik

Zur Messung der Interaktionskräfte am Endeffektor bieten sich mehrere Positionen und Topologien an. Die möglichen Messpunkte werden aus der Topologie des Roboters abgeleitet. Beispiele aus dem Stand der Technik sowie Realisierungsmöglichkeiten werden erörtert. Die unterschiedlichen Konzepte werden auf ihre Umsetzbarkeit und Anwendbarkeit im Single-Port-Roboter untersucht.

Als Ergebnis ergeben sich zwei unterschiedliche Konzepte zur Messung der Interaktionskräfte:

- Direkte Kraftmessung mit Sensoren, die nahe dem Endeffektor platziert sind und damit direkt an der Stelle des Kraftangriffes messen.
- Indirekte Ableitung der Interaktionskräfte aus strukturintegrierten Dehnungsmessungen unter Ausnutzung des parallel kinematischen Mechanismus und gestellfester Strukturen.

Eine Mischung beider Prinzipien kann für unterschiedliche Freiheitsgrade und Frequenzbereiche sinnvoll sein.

Die Bewertung möglicher Sensorpositionen am Single-Port-Roboter ist in Abbildung 8.2 dargestellt.

Allgemein ist davon auszugehen, dass die Anforderungen an einen Sensor steigen, je näher er sich am Kraftangriffspunkt befindet. Je näher sich der Sensor am Kraftangriffspunkt befindet, desto höher muss die Integrationsdichte der Freiheitsgrade des Sensors sein. Ebenso steigen die Anforderungen an seine Sterilisierbarkeit und die elektrische Kontaktierung. Im Gegenzug ist davon auszugehen, dass die Signalqualität vor allem in Bezug auf die Dynamik der Signale am besten ist, wenn der Sensor sich möglichst proximal am Endeffektor befindet.

Die Anforderungen an das einzelne Sensorelement sinken durch seine Verlagerung in die Systemstruktur des parallelkinematischen Mechanismus. Durch eine Verteilung der Sensorelemente an unterschiedliche Stellen im kinematischen Mechanismus nimmt die Anzahl der Freiheitsgrade, die von einem Sensorelement gleichzeitig aufgelöst werden muss, ab. Der Aufwand pro Sensorelement sinkt, gemeinsam mit dem Aufwand für seine elektrische Kontaktierung, da davon auszugehen ist, dass im Bereich der kinematischen Struktur mehr Platz für die Aufbau- und Verbindungstechnik zur Verfügung steht. Durch die Verlagerung der Sensorelemente weg vom Endeffektor ist auch davon auszugehen, dass der notwendige Aufwand zur Gewährleistung der Sterilisierbarkeit sinkt, oder der Sensor sogar in einem unsterilen Bereich platziert werden kann. Nachteilig wird sich die Verteilung der Sensorik auf die Dynamik und Messunsicherheit des messbaren Kraftsignals auswirken, da zwischen Kraftangriffspunkt und Messstelle auftretendes Gelenkspiel, Lagerreibung sowie erhöhte Massen im Kraftmesspfad zu erwarten sind.

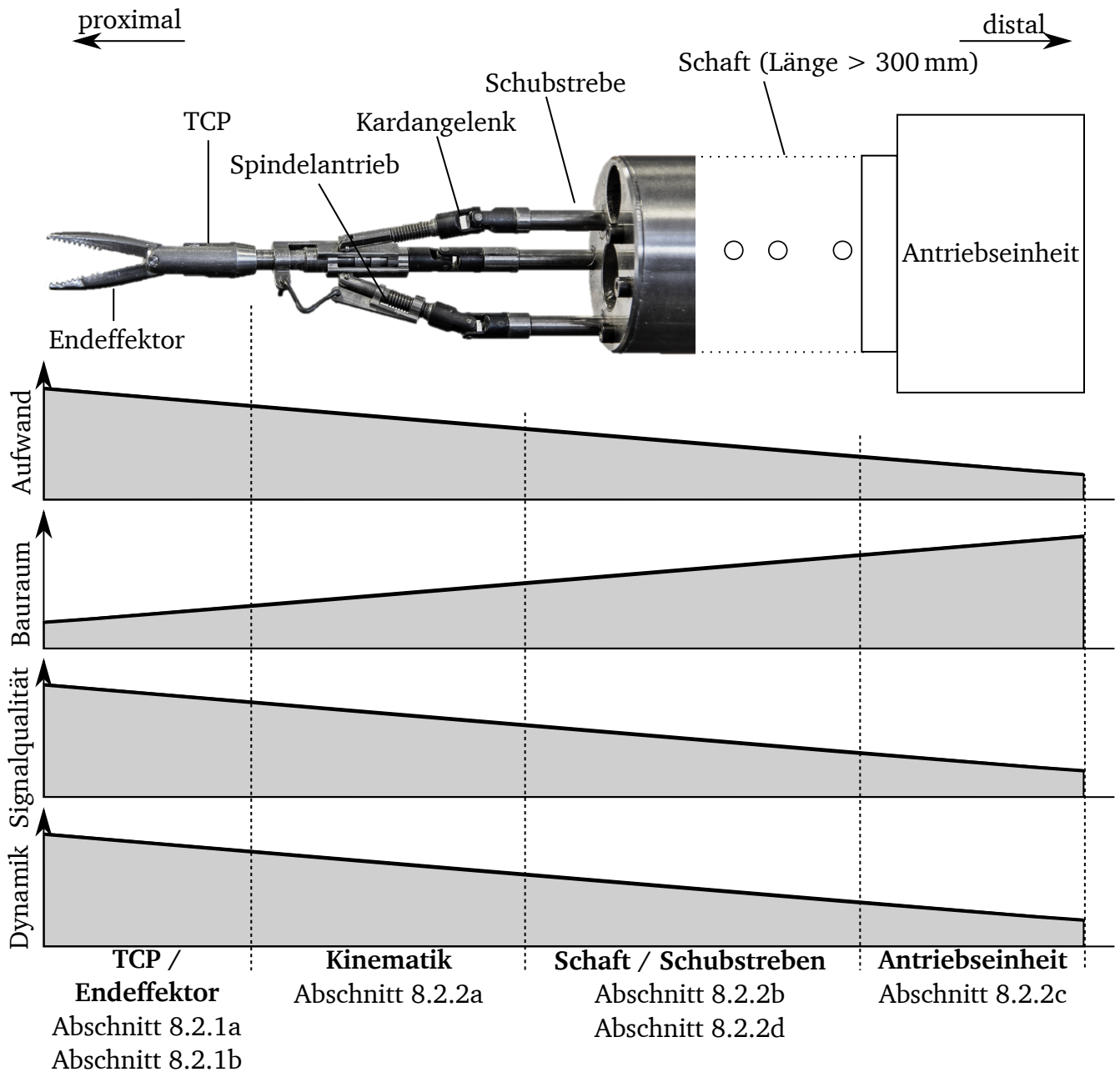


Abb. 8.2: Bewertung möglicher Sensorpositionen zur Messung von Endeffektorinteraktionskräften am Single-Port-Roboter.
Qualitative Beurteilung des zu erwartenden Aufwands zur Sensorintegration unter Anbetracht erreichbarer Signalqualität für das haptische Feedback und dem pro Messrichtung zur Verfügung stehenden Bauraum.

8.2.1 Direkte Messung an TCP und Endeffektor

Der Kategorie der direkten Messung werden Verfahren zugeordnet, die die Ableitung von Interaktionskräften in unmittelbarer Nähe zum Kraftangriffspunkt ermöglichen. Ebenso werden Sensorkonzepte betrachtet, die im letzten Glied der kinematischen Kette angebracht sind und somit keine Übertragung der Kraftsignale über kinematische Ketten notwendig machen. Die Ableitung von Interaktionskräften kann somit ohne Wissen über die kinematischen Beziehungen des parallelkinematischen Mechanismus erfolgen.

8.2.1a Messung an den Branchen des Endeffektors

Die Messung direkt an den Branchen bietet die Möglichkeit zur Messung von Interaktionskräften in kartesischen Koordinaten sowie zur Messung von Drehmoment und Greifkraft. Hierzu bietet es sich an, eine oder beide der Branchen mit je einem Sensor für drei Freiheitsgrade auszustatten. Dies bietet die Möglichkeit Greifkräfte zwischen den Branchen zu messen, ebenso wie die Messung von Interaktionskräften mit der Umgebung. Die messtechnische Unterscheidung zwischen Greifkräften und Interaktion mit der Umgebung ergibt sich aus der differentiellen Auswertung der an den einzelnen Branchen gemessenen Signalen. Während beim Zugriff zwischen den Branchen ein gleicher Kraftanteil an beiden Branchen zu messen ist, wird die Interaktion mit der Umgebung kein gleichsinniges Signal an den Sensoren der beiden Branchen hervorrufen. Das Drehmoment um die Werkzeugachse ist durch Auswertung der gegensinnig wirkenden Interaktionskräfte in Richtung z der beiden Branchensensoren möglich. Abbildung 8.3 a) zeigt die möglichen Messpunkte und Messrichtungen an einem Endeffektor.

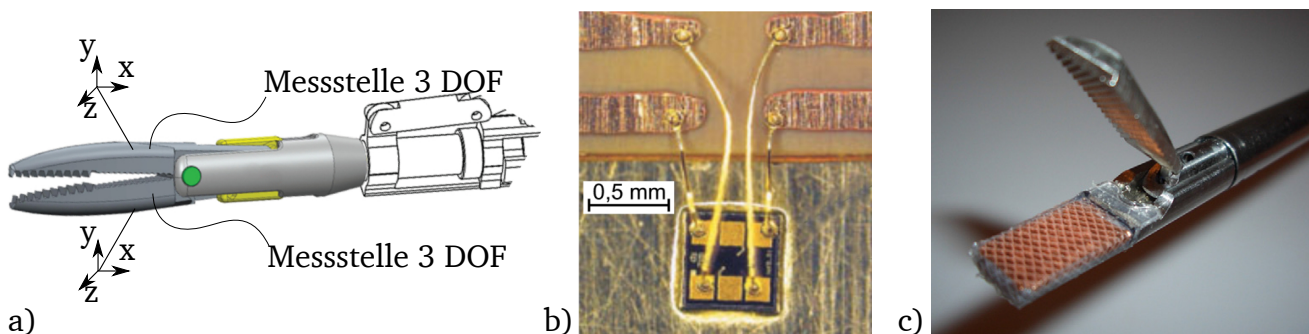


Abb. 8.3: Direkte Interaktionskraftmessung in den Branchen des Endeffektors zur Messung von Endeffektorinteraktionskräften und Greifkräften.

a) Konstruktion des Endeffektors mit angezeigten Messpunkten b) Applizierter Silizium DMS mit einer Kantenlänge von 0,5 mm [118]. c) Laparoskopischer Greifer mit ortsauflösender drucksensitiver Branche [192].

Aufgrund des hohen Grades an Integration in den Branchen sind kleinste Messelemente notwendig, um die Kräfte aufnehmen zu können. Ein Beispiel einer technologischen Lösung zur Messung von Dehnungen an der Branche ist die am *Institut EMK* durchgeführte Eigenentwicklung eines miniaturisierten piezoresistiven Sensorelementes [118]. Das in Abbildung 8.3 b) dargestellte piezoresistive Element beinhaltet auf seiner Chipfläche mit einer Kantenlänge von 0,5 mm bereits

eine verschaltete Vollbrücke. Das abgebildete Element ist beispielhaft auf einem Edelstahlträger aufgebracht [118].

Eine Alternative zur Messung von Greifkräften zeigt [192] mit einem Labormuster einer ortsauflösten kapazitiven Drucksensorik in einem laparoskopischen Instrument (Abbildung 8.3 c)). Technologisch ist die Interaktionskraftmessung direkt an der Branche als umsetzbar einzuschätzen. Probleme entstehen in diesem Konzept durch die Problematik der Sterilisierbarkeit und einer zuverlässigen elektrischen Kontaktierung der Sensoren am Endeffektor. Zur Kontaktierung der beiden Sensoren für 3 DOF ist mit mindestens 24 Leitern zu rechnen. Dies stellt eine extrem hohe technologische Herausforderung dar. In Hinsicht auf die Dynamik und Signalqualität ist die Messung an den Branchen für das haptische System als optimal einzustufen.

8.2.1b Messung am TCP in der Basis des Greifers

Die Messung in der Basis des Greifers erfolgt über einen Mehrkomponenten-Kraft- und Drehmomentsensor im Kraftwirkungspfad der Hauptkette zwischen parallelkinematischem Mechanismus und dem Endeffektor. An dieser Stelle platziert nimmt der Sensor die Schnittkräfte auf, die auch an der Bedieneinheit als Feedback dargestellt werden. Die Position des Messelements zeigt Abbildung 8.4 a).

In [118, 193] werden spezielle Kraftsensoren zur Integration in die Basis des TCP entwickelt (Abb. 8.4, b) und c)). Die Sensoren basieren auf dem resistiven bzw. piezopresistiven Wirkprinzip und weisen einen Durchmesser von 8,4 mm bis 10 mm auf. Die Verformungskörper sind als planare Felgenreifenstruktur (Abb. 8.4 b)) mit 4 DOF, und als Hexapodstruktur mit 6 DOF (Abb. 8.4 c)) ausgelegt. Weitere mögliche Lösungen zur Integration in den TCP bieten [194, 195]. Mit einem Durchmesser von 5 mm bis 10 mm bieten die Sensoren auf Basis des faseroptischen Messprinzips Signale mit je 3 DOF (Abb. 8.4 d), e)). Kommerziell erhältlich ist der 6 DOF Sensor „nano 17“ (ATI Industrial Automation, Inc., Apex, USA) mit einem Durchmesser von 17 mm und einer Höhe von 14,5 mm. Dieser auf dem piezoresistiven Wirkprinzip basierende Sensor wird aufgrund seiner dynamischen Eigenschaften und der Baugröße häufig auch in industriellen robotischen Anwendungen eingesetzt (Abb. 8.4 f)) [196]. Keiner der vorgestellten Sensoren ist sterilisierbar und kommt daher kommerziell in einem Chirurgiesystem nicht zum Einsatz.

Aus technologischer Sicht ist die Messung in der Basis des Endeffektors möglich. Aufgrund der Position des Sensors werden hierbei die Schnittkräfte erfasst, die am Nutzerinterface dargestellt werden sollen. Aus Sicht der Signalverarbeitung wäre dieser Messort auch vorteilhaft. Die Messung der Endeffektorgreifkraft ist mit einem Mehrachssensor in der Basis des Endeffektors nicht möglich und muss separat gelöst werden.

Diese Art der Sensorintegration weist den Nachteil auf, dass zur Aktuierung des Endeffektors stets Kraftnebenschlüsse über den Sensor notwendig sind. Damit ergeben sich durch die Energieübertragung an den Greifer parasitäre Kraftkomponenten, welche eine notwendige Überlastfähigkeit des Sensors bedingt. Parasitär wirkende Kräfte müssen zudem vor der Darstellung als haptisches Feedback kompensiert werden.

Aus Sicht der Kontaktierung und Sterilisierbarkeit stellt diese Art der Sensoranordnung hohe An-

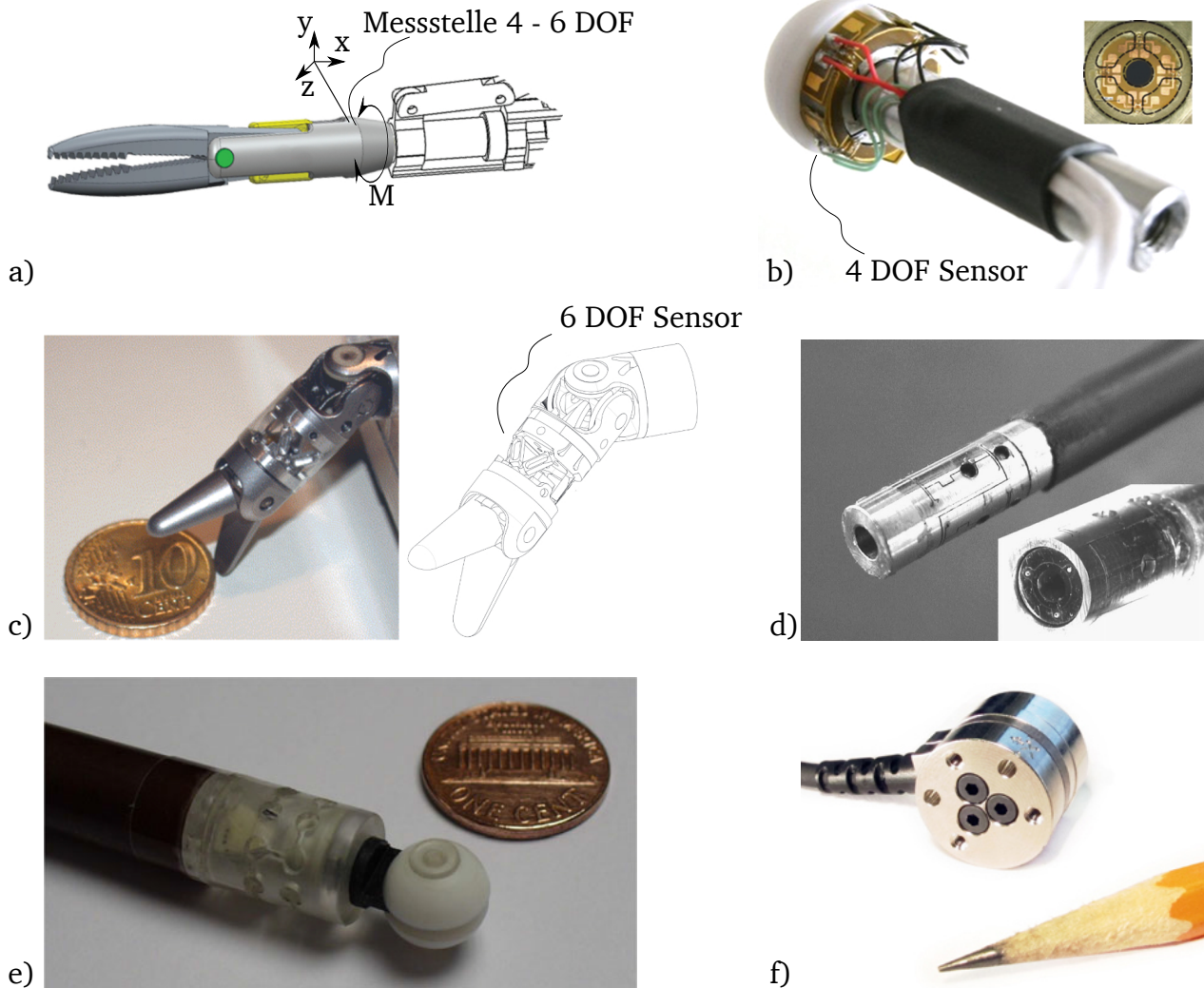


Abb. 8.4: Sensoren zur Messung der Endeffektorinteraktionskraft in der Basis des Greifers.

a) Markierung des Messpunktes am Endeffektor. b) 4 DOF Kraftsensor mit einem Durchmesser von 10 mm zur Integration in den TCP eines parallelkinematischen Mechanismus auf Basis des piezoresistiven Messprinzips [118]. c) 6 DOF Sensor mit einem Durchmesser von 8,4 mm und einem Messbereich bis 20 N basierend auf dem resistiven Messprinzip [193]. d) 3 DOF Kraftsensor mit einem Durchmesser von 5 mm und einem Nennmessbereich von 2,5 N basierend auf dem faseroptischen Messprinzip [194]. e) 3 DOF Kraftsensor mit einem Durchmesser von 10 mm und einem Nennmessbereich von 3 N, basierend auf dem faseroptischen Messprinzip [195]. f) Kommerzieller 6 DOF Sensor ATI nano 17 (ATI Industrial Automation, Inc., Apex, USA) mit 17 mm Durchmesser, basierend auf dem piezoresistiven Wirkprinzip [196].

forderungen an das Packaging sowie auch an die Signalübertragung von den beweglichen Teilen der Kinematik zum Steuerrechner.

8.2.2 Indirekte Messung

Verfahren der indirekten Messung gestalten die Möglichkeit zur Ableitung von Interaktionskräften des Endeffektors an vom Endeffektor entfernten Punkten. Hierzu zählen die Integration von Sensoren in die kinematische Kette oder das Gehäuse. Werte für die Interaktionskraft am Endef-

fektor lassen sich aus diesen Verfahren nur über die Kenntnis des kinematischen Mechanismus und dessen Eigenschaften bestimmen.

8.2.2a Strukturintegrierte Messung – Proximal im kinematischen Mechanismus

Durch Translation der Schubstreben des parallelkinematischen Mechanismus wird der Endeffektor kartesisch im Raum bewegt. Die Bewegungen und Kräfte am Endeffektor sind eindeutig auf die Einzelkräfte in den Schubstreben und den Verbindungsstreben zurückzuführen. Durch je einen Kraftsensor in jeder Schubstrebe bzw. Verbindungsstrebe lassen sich über die kinematischen Beziehungen des parallelkinematischen Mechanismus die kartesisch wirkenden Interaktionskräfte am TCP angeben. Die für dieses Konzept vorgesehenen Messorte sind in Abbildung 8.5 dargestellt.

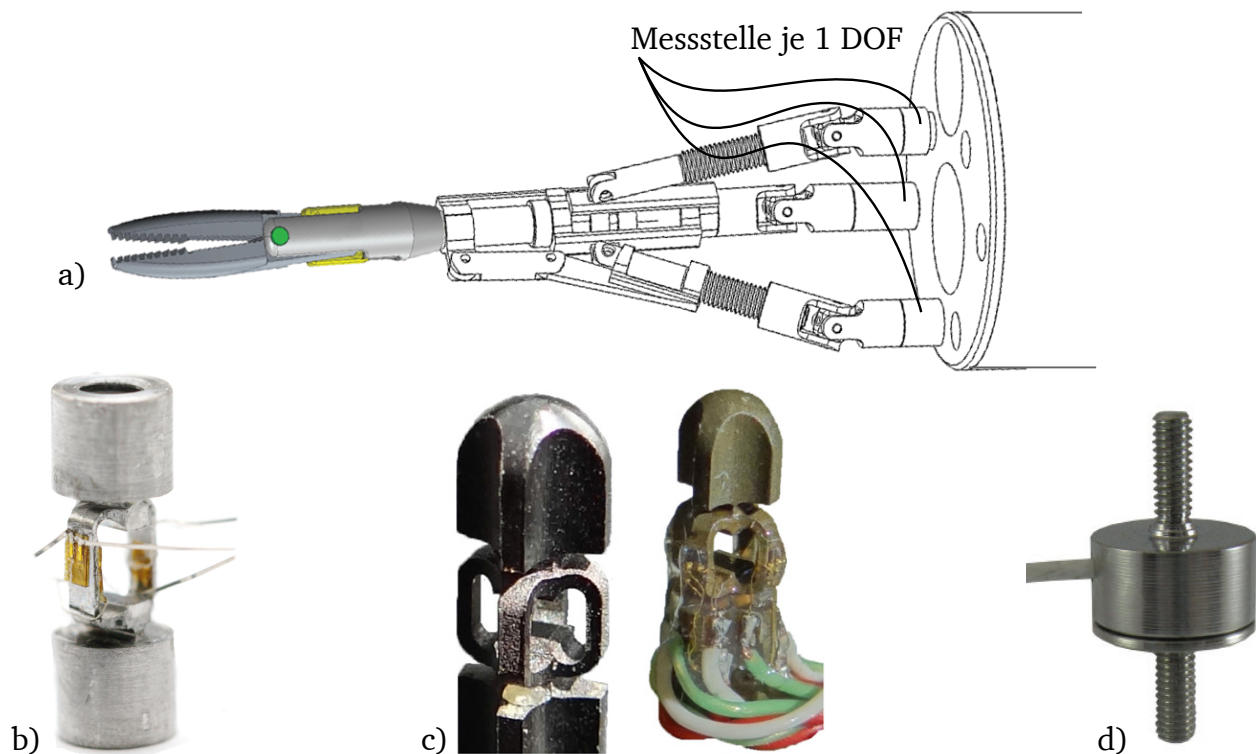


Abb. 8.5: Sensoren zur Integration in die parallelkinematische Struktur.

a) Mögliche Position von Sensorelementen verteilt in der kinematischen Struktur. b) Am Institut EMK entwickelter 1 DOF Kraftsensor mit 5 mm Durchmesser basierend auf dem resistiven Wirkprinzip [46, 197]. c) 3 DOF Kraftsensor mit einem Durchmesser von 2,6 mm und einer Länge von 2 mm basierend auf dem piezoresistiven Wirkprinzip [198]. d) Kommerzieller 1 DOF Zug-Druck Kraftsensor KM10z (ME-Meßsysteme GmbH, Henningsdorf, D.) mit einem Durchmesser von 9,8 mm und einer Höhe von 5,8 mm basierend auf dem resistiven Wirkprinzip [199].

Voraussetzung für den Einsatz eines Sensors in der kinematischen Struktur ist die Beachtung geometrischer Randbedingungen. Der Durchmesser des Sensors entspricht im besten Fall dem Durchmesser der Schub- bzw. Verbindungsstreben von 5 mm. Der größtmögliche Durchmesser eines Sensors ist in den Schubstreben auf 10 mm begrenzt, um eine Kollision zwischen den einzelnen Sensoren auszuschließen.

Durch das Übersetzungsverhältnis und die Hebelwirkungen des kinematischen Mechanismus sind abhängig von der Position des Endeffektors im Raum bei 5 N Interaktionskraft am Endeffektor bis zu 20 N Nennkraft in der kinematischen Struktur zu erwarten. Hinzu kommt, dass abhängig von der Position der Sensorelemente außerhalb oder innerhalb des Schaftes Querkräfte auf das Sensorelement auftreten können. Diese Querkräfte dürfen entweder keinen Einfluss auf das Nutzmesssignal ausüben oder müssen durch die Messung der parasitären Kräfte in mehreren Raumrichtungen kompensierbar sein. Gleiches gilt für in den Schubstreben auftretende Drehmomente, die durch die Aktuierung des Greifers entstehen.

Abbildung 8.5, b) zeigt die Eigenentwicklung eines Sensors zur Integration in eine Schubstrebe des Single-Port-Roboters [46, 197]. Dieser auf dem resistiven Prinzip basierende Sensor hat einen Durchmesser von 5 mm, eine Länge von 14 mm und ist entsprechend den Anforderungen des Projektes FLEXMIN und HAPCATH auf eine Nennkraft von ± 20 N ausgelegt. Eine Kompensation für Querkräfte und Drehmoment ist nicht vorgesehen. Der Sensor wurde als Funktionsmuster aufgebaut und charakterisiert [46].

Der miniaturisierte Mehrachsen-Kraftsensor in Abbildung 8.5, c) hat einen Durchmesser von 2,5 mm, eine Länge von 2 mm und verfügt durch die Auflösung der drei Kraftkomponenten über die Möglichkeit der Querkraftkompensation. Mit einem Nennmessbereich von 2,5 N ist der Sensor jedoch nicht für den Einsatz im Single-Port-Roboter geeignet [198].

Als kommerziell erhältlicher Sensor mit einem Durchmesser von 9,8 mm ist der Sensor „KM10z“ (ME-Meßsysteme GmbH, Henningsdorf, Deutschland) für Testzwecke nutzbar (Abbildung 8.5, d)).

Die angeführten Sensoren ermöglichen die technologische Umsetzbarkeit des indirekten Messprinzips. Im Vergleich zum Sensor in der Basis des Endeffektors ist jedoch aufgrund von Gelenkspiel eine höhere Messunsicherheit des Sensorsignals zu erwarten. Die angestrebte Messstelle befindet sich im sterilen Bereich des Single-Port-Roboters, was dazu führt, dass die gezeigten Sensoren, welche nicht sterilisierbar sind, nicht einsetzbar sind. Aufgrund der großen Drehzahlen und Drehwinkel der einzelnen Schubstreben stellt die Kontaktierung der Sensoren eine große Herausforderung dar.

8.2.2b Strukturintegrierte Messung – Distal in Schaft und Schubstreben

Im Vergleich zur strukturintegrierten Messung im proximalen Teil des parallelkinematischen Mechanismus bietet die Messung am distalen Ende, innerhalb der Aktoreinheit, den Vorteil, dass sich die Sensoren im nicht zu sterilisierenden Teil des Single-Port-Roboters befinden. Die Platzverhältnisse stellen weniger harte Anforderungen an die Sensoren als beim Einsatz im Operationsgebiet. Grundsätzlich können die in Abbildung 8.5 eingeführten Sensoren verwendet werden. Hinzu kommt die Möglichkeit einzelne Verbindungselemente in der Antriebseinheit als Sensor auszuliegen. Eine Entkopplung von Schubkräften und Drehmomenten in den Schubstangen ist im Bereich der Antriebseinheit möglich. Ebenso ist die Kontaktierung der Sensoren aufgrund der nicht notwendigen Rotierbarkeit der Sensoren vereinfacht.

Ein im Rahmen des Projektes FLEXMIN entwickelter Sensor, basierend auf einer Doppelbiegebalckenstruktur, zeigt Abbildung 8.6, a) [200]. Dieser wird in den Kraftwirkungspfad zwischen Aktor

und Schubstrebe montiert und detektiert die Schubkräfte in je einer Schubstrebe. Die Integration des Sensors in eine Antriebseinheit ist in Abbildung 8.6, b) dargestellt. Die auf den Schubstreben wirkenden Drehmomente werden über Zahnriemen übertragen. Die Drehmomentübertragung ist geometrisch so am Verformungskörper angebracht, dass ein eingelegitetes Drehmoment symmetrisch auf die Messbrücke wirkt und somit keine Differenzspannung in der Brücke hervorruft. Dies führt zu einer Unterdrückung des Übersprechens zwischen Drehmomenten und den gemessenen Schubkräften.

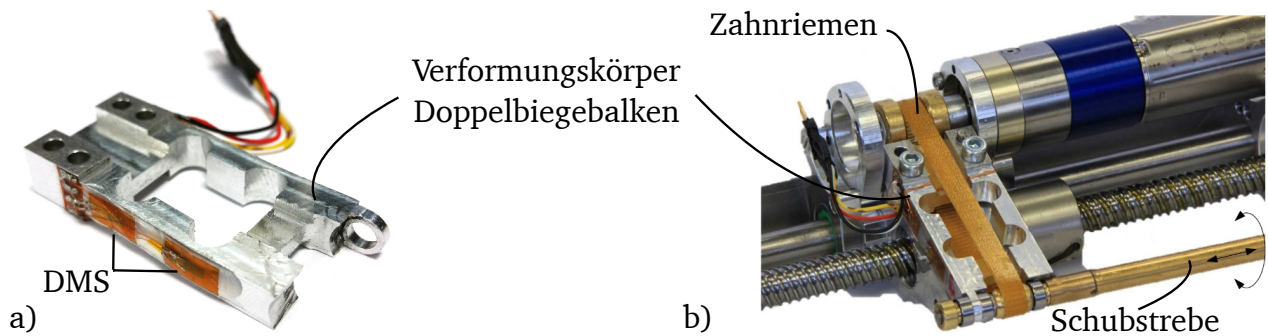


Abb. 8.6: Strukturintegrierter Sensor, distal in der Antriebseinheit angeordnet.

a) Sensorelement ausgelegt als Doppelbiegebalken mit applizierter resistiver DMS Vollbrücke. b) Sensorelement integriert in den Antrieb einer Schubstrebe. Der Sensor dient zur Bestimmung der Kräfte in translatorischer Richtung. Drehmomente werden entkoppelt auf die Schubstrebe übertragen, da diese symmetrisch auf den Kraftsensor wirken. Der Sensor entstand in der parallel ablaufenden Arbeit [5].

Die Positionierung der Sensoren im distalen Bereich des Single-Port-Roboters hat eine Erhöhung der Reibung im Messpfad zwischen Sensor und Endeffektor zur Folge und führt damit im Vergleich zur proximalen Messung zu einer Verringerung der Signalqualität und Dynamik.

8.2.2c Ableitung der Interaktionskräfte aus Betriebsgrößen in der Antriebseinheit

Position und Kraft am Endeffektor ergeben sich direkt aus den Führungsgrößen der eingesetzten elektrodynamischen Aktoren. Grundsätzlich lässt sich so aus dem im Aktor fließenden Strom auf die wirkende Kraft und damit durch die kinematische Verkopplung auf die Interaktionskraft am Endeffektor schließen (vgl. Abschnitt 2.4). Die Messung der notwendigen Führungsgröße ist direkt mit integrierten Komponenten der Motorsteuerung lösbar. Zusätzliche Komponenten wie Sensoren und nötige Kontaktierungen entfallen. Diese Messung nimmt keinen Einfluss auf die Sterilisierbarkeit des Systems.

Dieses Verfahren setzt eine rücktreibbare Kinematik voraus, was durch die im Single-Port-Roboter eingesetzten Kugelumlaufspindeln, charakterisiert durch deren Übersetzungsverhältnis und Wirkungsgrad, nur bedingt gegeben ist. Diese reduzierte Rücktreibbarkeit der Aktoren führt zu einer hohen Hysterese des abgeleiteten Kraftsignals.

Hinzu kommt, dass die Aktoren positionsgeregelt betrieben werden und dadurch der Strom durch die Aktoren im Bereich der Freiraumbewegung nicht direkt mit den am Endeffektor wirkenden Kräften korreliert. Dies führt dazu, dass der real fließende Strom in seinem Signalver-

lauf keinen direkten Rückschluss auf die wirkende Kraft ergibt und stark tiefpassgefiltert werden muss, um nutzbare Kraftsignale zu extrahieren. Dies wiederum führt zu einer Verringerung der nutzbaren Bandbreite des als haptisches Feedback darstellbaren Kraftsignals.

8.2.2d Ableitung von Interaktionskräften durch Messung an gestellfesten Komponenten des Schaftes

Jede Interaktion des Endeffektors mit der Umgebung führt zu Lagerreaktionskräften zwischen dem parallelkinematischen Mechanismus und gestellfesten Komponenten sowie zwischen dem Single-Port-Roboter und seiner Umgebung. Ebenso führt jede Interaktion des Endeffektors zur einer Dehnung und damit Verformung kinematischer Komponenten.

Die Messung von Lagerreaktionen kann an unterschiedlichen Stellen des Single-Port-Roboters vorgenommen werden. Hierzu zählen die Aufhängungen der Aktoren im distalen Bereich des Single-Port-Roboters. Durch die Messung der am Aktor wirkenden Kräfte kann auf die in die Schubstangen eingekoppelten Kräfte und damit, über kinematische Beziehungen, auf die Interaktionskräfte des Endeffektor geschlossen werden. Entscheidender Vorteil gegenüber den strukturintegrierten Sensoren zwischen Aktor und Schubstange ergibt sich dabei durch die gestellfeste Montage, welche eine sich mitbewegende Kontaktierung überflüssig macht. Nachteilig wirkt sich die, sich durch die Aktoren ergebende, erhöhte Masse im Messpfad auf die Dynamik des zu messenden Kraftsignals aus. Weitere Vor- und Nachteile dieser Messmethode entsprechen den Ausführungen für die strukturintegrierte Messung im distalen Bereich.

Als weiterer Messpunkt bietet sich die Lagerung des kinematischen Mechanismus am vorderen Teil des Schaftes des Single-Port-Roboters an. An dieser letzten Lagerung der Schubstreben ergeben sich bei Endeffektorinteraktion Lagerreaktionskräfte radial zur Schubstrebe.

Ebenso ist durch äußere Messung der Verformung bzw. Dehnung in den Schubstreben auf die aktuell wirkende Endeffektorinteraktionskraft zu schließen. Vorteil dieses Ansatzes ist die gestellfeste proximale Applikation von Sensoren, was die Sterilisierbarkeit und Kontaktierung des Sensors vereinfacht und aufgrund des geringen Abstands zwischen Endeffektor und Messstelle eine hohe Dynamik des Messsignals sichert. Die Messung außerhalb des Kraftwirkungspfad des kinematischen Mechanismus verspricht eine Unabhängigkeit von Kraft- und Drehmomentsignalen innerhalb der einzelnen Schubstreben und Kinematikkomponenten sowie eine einfache Austauschbarkeit der kinematischen Mechanismen.

Die Recherche zum Stand der Forschung ergibt keine Ergebnisse in Hinsicht auf die Ableitung von Endeffektorinteraktionskräften parallelkinematischer Mechanismen aus gestellfest angeordneten Sensoren.

8.2.3 Fazit

Es stehen mehrere mögliche Messstellen und Messmethoden zur Verfügung, welche sich für die Messung von Endeffektorinteraktionskräften einerseits anbieten aber auch eine Reihe von Nachteilen aufweisen.

Neben der Frage der Signalqualität weisen alle sich im Kraftpfad befindlichen Sensoren das

gemeinsame Problem auf, dass die Sensoren auf schnell translatorisch und rotatorisch bewegenden Teilen zu platzieren sind. Eine Kontaktierung mit Kabeln ist daher nur schwer bzw. nicht möglich. Einen Ansatz zur drahtlosen Versorgung der Sensoren und zur drahtlosen Signalübertragung der Sensorsignale bietet [201]. Innerhalb des Projektes FLEXMIN wurde eine induktive Übertragungsstrecke entwickelt, welche den geometrischen Anforderungen des Single-Port-Roboters genügt.

Alle sich außerhalb des Kraftwirkungspfads befindlichen Sensoren weisen den Nachteil auf, dass deren Signalqualität und Dynamik durch Reibung im System und erhöhte Massen nicht der Qualität einer direkten Messung entspricht. Dafür weist diese Art der Anordnung Vorteile im Bereich Kontaktierung und Sterilisierbarkeit auf.

Die Mehrheit der im Stand der Forschung befindlichen Roboter sind mit Mehrachssensoren in der Basis des Endeffektors ausgestattet. Die Beweglichkeit der Endeffektoren ist damit jeweils durch die Kontaktierung der Sensoren beschränkt und eine Sterilisierung nur schwer möglich. Wie eingangs des Kapitels erwähnt, wird angestrebt, einen passiven kinematischen Mechanismus auszuführen, der einfach austauschbar, reinigbar und sterilisierbar ist. Aus diesem Grund werden Sensorkonzepte untersucht, welche sich vom Stand der Technik, bzw. vom üblicherweise in der haptischen Teleoperation genutzten Sensorkonzepten abheben. Dabei werden bewusst Nachteile einzelner Konzepte in Kauf genommen und durch Fusion unterschiedlicher Konzepte ausgeglichen.

Im Rahmen des Projektes FLEXMIN werden aus den einleitend genannten Gründen folgende Messkonzepte weiter verfolgt:

- Strukturintegrierte Messung von Schubkräften im distalen Bereich des Roboters. In der parallelen Arbeit von MATICH [5] werden hierfür Sensoren als Verbindungselement zwischen Aktoren und Schubstreben entwickelt und über kinematische Beziehungen des parallelkinematischen Mechanismus auf Endeffektorkräfte zurückgeschlossen.
- Gestellfeste Messung von Lagerreaktionen bzw. Dehnung und Verformung in Schubstreben am proximalen Ende des Schafts des Single-Port-Roboters.

8.3 Entwurf und Realisierung der zwei favorisierten Messkonzepte

Ziel dieses Abschnittes ist es, die in FLEXMIN umgesetzten Sensorkonzepte zu beschreiben. Dabei variieren die Forschungsziele bei der Umsetzung der einzelnen Konzepte.

Durch die Integration von Sensoren im distalen Bereich des Roboters ergibt sich der Nachteil, dass die Sensorsignale, zusätzlich zu den Interaktionskräften des Manipulators, durch die Lagerreibung der Schubstreben im Schaft beeinflusst werden. Eine wissenschaftliche Fragestellung ergibt sich hierbei aus der Untersuchung, wie der Einfluss der Lagerreibung auf das Messsignal reduziert werden kann, um ein für haptische Anwendungen nutzbares Sensorsignal zu erlangen.

Der Einsatz gestellfest montierter Sensoren, um aus Lagerreaktionskräften oder aus der Verformung kinematischer Komponenten auf Endeffektorinteraktionskräfte schließen zu können,

wirft grundsätzlichere Fragen auf: Es wird untersucht, ob es grundsätzlich möglich ist, auf Basis dieses Konzeptes Kraftwerte abzuleiten, welche für haptisches Feedback geeignet sind. Die konzeptionelle Unsicherheit liegt dabei darin, dass sich die gestellfesten Sensoren nicht in der Wirkkraftrichtung des kinematischen Mechanismus befinden.

Die beiden Konzepte unterscheiden sich hinsichtlich der zu erwartenden Vorzugsrichtung der Messung. Während bei der Messung mit distalen Sensoren bei Belastung in x- und y-Richtung am Endeffektor aufgrund der gesteigerten Flächenpressung im Lager mit großem Einfluss durch Reibkräfte gerechnet werden muss, ist zu erwarten, dass Kraftkomponenten in z-Richtung recht unverfälscht mit den Sensoren gemessen werden können. Bei proximaler Messung an den Lagern der Schubstreben ist das umgekehrte Verhalten zu erwarten. Die Empfindlichkeit für Kraftkomponenten in z-Richtung ist im Vergleich zu den Vorzugsrichtungen der Sensoren in x- und y-Richtung als klein anzunehmen.

8.3.1 Distale Kraftmessung

Der Entwurf der distal angeordneten Sensoren gestaltet sich aufgrund der zu Verfügung stehenden Platzverhältnisse verhältnismäßig einfach. Der distal verbaute Kraftsensor ist als Doppelbiegebalken, entsprechend Abbildung 8.6, a), ausgeführt und entsprechend 8.6, b) in die Antriebseinheit integriert. Vier auf dem Verformungskörper applizierte DMS sind zu Vollbrücken verschaltet. Der Sensor ist für Maximalkräfte von bis zu 40 N ausgelegt. Entsprechend der kinematischen Beziehungen nach Gl. 2.10 lässt sich aus den am distalen Ende der drei Schubstreben gemessenen Schubkräfte $\tau = (\tau_1, \tau_2, \tau_3)$ mit

$$\mathbf{F} = \mathbf{J}^{-1T} \boldsymbol{\tau}. \quad (8.1)$$

auf die am Endeffektor wirkenden Kräfte $\mathbf{F} = (F_x, F_y, F_z)$ schließen.

Die mit den Sensoren messbaren Kräfte beinhalten neben den Interaktionskräften am TCP große parasitäre Anteile, welche sich aus Lagerreibung der Schubstreben ergeben. Der Fokus bei der Untersuchung dieses Konzeptes liegt daher maßgeblich auf der Reduzierung des Einflusses von Reibung auf das gemessene Signal. Die Untersuchungen hierzu werden in der parallelen Arbeit von MATICH [5] durchgeführt.

Reduzierung des Einflusses von Reibung auf die Messung

Als Ansatz zur Reduzierung des Einflusses von Reibung auf das Messsignal werden die Schubstreben in ihrer Längsrichtung in Schwingung versetzt. Auf Basis dieses Ansatzes zeigen [202–204], dass mit Schwingungsamplituden von ca. $\pm 20 \mu\text{m}$ bei Frequenzen von 20 kHz die Reibung um bis zu 80 % reduziert werden kann (sog. *Dithering*). Im Allgemeinen sollte die Frequenz so hoch gewählt sein, dass sie sich außerhalb des Arbeitsfrequenzbereichs des Roboters und der haptischen Wahrnehmung befindet.

Die Reduzierung der Reibung beruht darauf, dass durch die permanente Bewegung der Schub-

streben Haftreibungseffekte ausgeschlossen werden können und dass sich durch Mittelwertbildung der Messwerte durch die Vor- und Rückbewegung der Schubstangen die richtungs- und bewegungsabhängigen Reibkrafteinflüsse eliminieren lassen.

Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung wird das statische Übertragungsverhalten der Sensoren bestimmt. Somit wird für erste Versuche die Amplitude der sinusförmigen Schwingung auf $\pm 20 \mu\text{m}$ bei 6 Hz eingestellt [5, 200]. Die Schwingung der Schubstreben wird durch die bereits zur Positionierung der Schubstreben vorhandenen Aktoren angeregt.

Experimentelle Charakterisierung

Zur Charakterisierung der distal integrierten Sensoren wird der Endeffektor mit Kräften von 0 bis 4 N in 1 N Schritten be- und entlastet. Diese Belastung wird an 89 Punkten im Arbeitsraum aufgebracht und je 5 mal wiederholt. Die Messung wird für alle drei Raumrichtungen durchgeführt. Für jede Belastungsstufe werden Messwerte über eine Zeit von 3 sec gemittelt. Den Messaufbau sowie den Ablauf der Messung zeigt Abbildung 8.7.

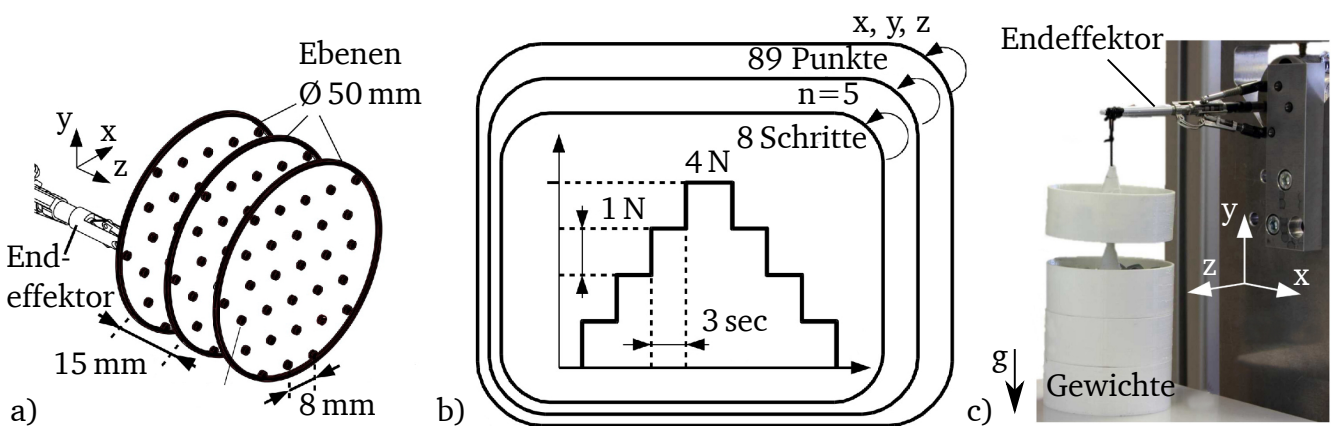


Abb. 8.7: Messablauf der Charakterisierung von in der Antriebseinheit integrierten Sensoren zur Interaktionskraftmessung [5, 200].

a) Schemazeichnung des Arbeitsraumes sowie der untersuchten Messpunkte. b) Schema des Messablaufs und Belastungszyklen. c) Messaufbau zur automatisierten Belastung der Endeffektorspitze mit 1 bis 4 N.

Die Ergebnisse der Messung sind in Abbildung 8.8 dargestellt. Hier stehen die Messungen ohne Vibration denen mit vibrierenden Schubstreben gegenüber.

Die Messergebnisse sind in einer 3x3 Matrix dargestellt, wobei die Horizontale die Wirkrichtung der belastenden Kraft am Endeffektor beschreibt und die Vertikale den jeweiligen Messkanal darstellt. In der Hauptdiagonalen der Matrizen befinden sich die erfassten und erwünschten Ausgangssignale der Sensoren, während die verbleibenden Einträge der Matrix das unerwünschte Übersprechen zwischen den einzelnen Kanälen beschreibt.

Die Charakterisierung der Sensoren ohne Vibration in den Schubstreben zeigt Abbildung 8.8 a). Die Sensoren weisen eine Empfindlichkeit von (0,75 bis 0,9) N/N auf. Die Messwerte zeigen einen absoluten Hysteresefehler von (0,53 bis 0,75) N. Bei Belastung des Endeffektors in x- und y-Richtung erfolgt ein Übersprechen der Kanäle in die z-Komponente von 2,56 N und 2,47 N.

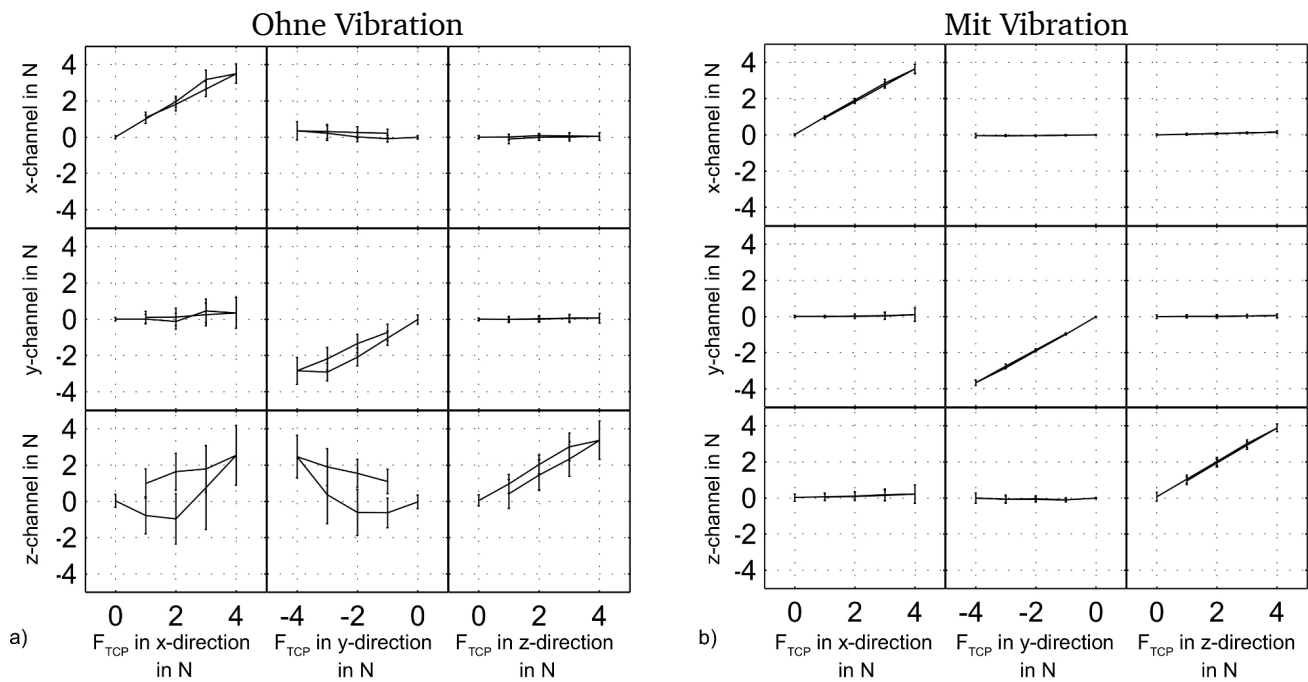


Abb. 8.8: Ergebnisse der Messungen an distal verbauten Kraftsensoren [5, 200].
Die Ergebnisse sind nach Kanal und Messrichtung aufgelöst dargestellt. a) Ergebnisse der Charakterisierung ohne aufgebrachte Vibration b) Ergebnisse der Charakterisierung mit aufgebrachter Vibration

Diese Werte liegen in der Größenordnung des Nutzsignals und sind für eine spätere Applikation nicht vertretbar [200].

Die Durchführung der gleichen Messung, jedoch mit Vibration in den Schubstreben, führt zu einer Reduzierung des Übersprechens der Kanäle um Faktor 12,7 zu einem Wert von 0,2 N (Abbildung 8.8 b)). Ebenso zeigt sich in den Hauptkanälen eine Reduzierung der Streuung der Messwerte um Faktor 4,6 [200].

Bewertung und Grenzen des Ansatzes

Das untersuchte Messkonzept zeigt, dass die Erfassung der Interaktionskräfte des Endeffektors mit Sensoren in der Antriebseinheit erfolgen kann. Die Schwingung der Schubstreben führt zu einer starken Reduzierung der Fehler im Messsignal und stellt damit eine Voraussetzung zur Nutzung des Konzeptes dar.

Die durchgeführte Untersuchung betrifft das statische Übertragungsverhalten der Sensoren. Für die spätere Anwendung ist eine Analyse des dynamischen Übertragungsverhaltens notwendig. Dazu muss die Frequenz der aufgebrachten Schwingung in einen Bereich außerhalb des Arbeitsfrequenzbereiches des Single-Port-Roboters und der Sensornutzsignale verlegt werden. Gegebenenfalls ist der Einsatz zusätzlicher Aktoren im Antriebsstrang zur Schwingungserzeugung im Ultraschallbereich erforderlich. Aufgrund ihrer dynamischen Eigenschaften, der großen erzeugbaren Kräfte und der kleinen notwendigen Bewegungsamplituden bieten sich Wandler, welche auf dem piezoelektrischen Prinzip basieren, für diesen Anwendungsfall an.

8.3.2 Messung an gestellfesten Komponenten

Jetzt wird ein Messkonzept betrachtet, bei dem die Sensoren am proximalen Ende des Schaftes des Single-Port-Roboters zu implementieren sind. Hierzu dient die proximale Lagerplatte am Schaft des Roboters als Referenz. Sensoren werden hierbei nur außerhalb des Kraftwirkungspfades des kinematischen Mechanismus angeordnet.

Jede Kraftwirkung am Endeffektor $\mathbf{F} = (F_x, F_y, F_z)$ führt zu einer Kraftreaktion in Richtung der Basis der Schubstreben τ (vgl. Abschnitt 8.3.1) sowie in den Lagern \mathbf{F}_{L1} , \mathbf{F}_{L2} , \mathbf{F}_{L3} in der proximalen Basisplatte des Schaftes (Abbildung 8.9). Ebenso ruft ein Kraftvektor entsprechend der Lagerreaktionskraft eine Kraftwirkung innerhalb der Schubstreben hervor, welche senkrecht zur Schubrichtung der Schubstreben orientiert sind und ebenfalls als \mathbf{F}_{L1} , \mathbf{F}_{L2} , \mathbf{F}_{L3} bezeichnet werden können. \mathbf{F}_{Li} beschreibt dabei jeweils einen Vektor in der xy-Ebene der Basisplatte, welcher durch die wirkende Lagerreaktion einer Schubstrebe hervorgerufen wird. Die Zusammenfassung aller Lagerreaktionen des parallelkinematischen Mechanismus führt zu

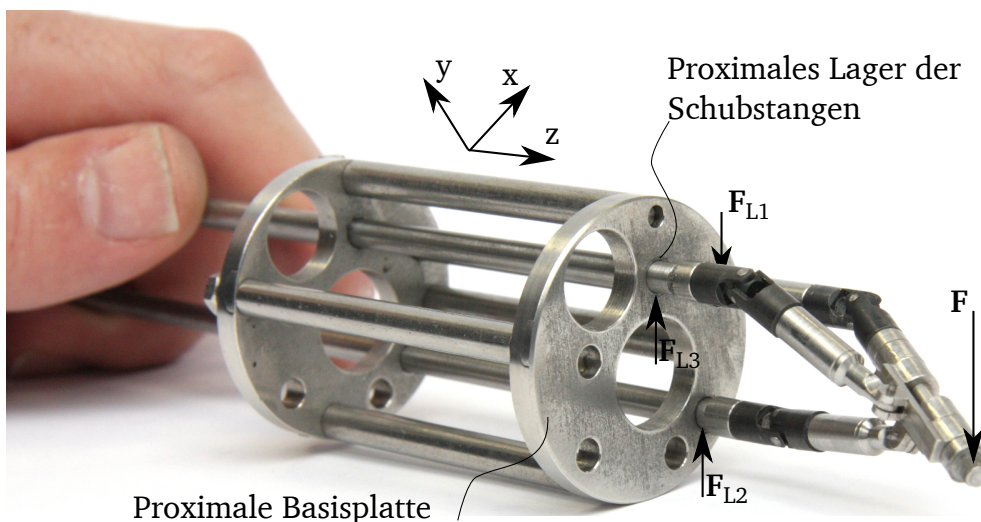


Abb. 8.9: Resultierende Lagerreaktion bei Angriff eines Kraftvektors am TCP des Manipulators.

$$\mathbf{F}_L = (F_{L1,x}, F_{L1,y}, F_{L2,x}, F_{L2,y}, F_{L3,x}, F_{L3,y}).$$

Zur Berechnung der Endeffektorinteraktionskräfte wird das lineare Gleichungssystem

$$\mathbf{F} = \mathbf{K}(\mathbf{x}_e)\mathbf{F}_L \quad (8.2)$$

aufgestellt. Dabei beschreibt die Matrix \mathbf{K} der Größe 3×6 den Zusammenhang zwischen wirkenden Endeffektorkräften und den Sensorsignalen.

Die Empfindlichkeit der einzelnen Sensorelemente ist abhängig von der Position des Endeffektors im Raum, da sich die Hebelverhältnisse bezüglich der Messstelle abhängig von der Position

des Endeffektors ändern. Daher ist jeder Eintrag der Matrix \mathbf{K} eine Funktion der Position des Endeffektors \mathbf{x}_e und hat folgende Gestalt:

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_{x,L1x}(\mathbf{x}_e) & k_{x,L1y}(\mathbf{x}_e) & k_{x,L2x}(\mathbf{x}_e) & k_{x,L2y}(\mathbf{x}_e) & k_{x,L3x}(\mathbf{x}_e) & k_{x,L3y}(\mathbf{x}_e) \\ k_{y,L1x}(\mathbf{x}_e) & k_{y,L1y}(\mathbf{x}_e) & k_{y,L2x}(\mathbf{x}_e) & k_{y,L2y}(\mathbf{x}_e) & k_{y,L3x}(\mathbf{x}_e) & k_{y,L3y}(\mathbf{x}_e) \\ k_{z,L1x}(\mathbf{x}_e) & k_{z,L1y}(\mathbf{x}_e) & k_{z,L2x}(\mathbf{x}_e) & k_{z,L2y}(\mathbf{x}_e) & k_{z,L3x}(\mathbf{x}_e) & k_{z,L3y}(\mathbf{x}_e) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_{L1,x} \\ F_{L1,y} \\ F_{L2,x} \\ F_{L2,y} \\ F_{L3,x} \\ F_{L3,y} \end{pmatrix} \quad (8.3)$$

Die Sensormatrix \mathbf{K} stellt dabei die Jakobimatrix des parallelkinematischen Mechanismus, bezogen auf dessen Lagerreaktionskräfte, dar. Für jede Position im Raum entsteht so trotz Überbestimmung des Systems eine eindeutige Zuordnung der sechs Kraftwerte der Einzelsensoren zu den am Endeffektor wirkenden Interaktionskräften.

Zur grundsätzlichen Untersuchung dieses Sensorkonzeptes wird ein Sensor aufgebaut, welcher die Dehnung in den Schubstreben in Abhängigkeit der Endeffektorinteraktionskraft aufnimmt und damit indirekt die Reaktionskräfte in den Lagern misst. Der konzipierte Sensor ist in Abbildung 8.10 mit den wirkenden Messrichtungen dargestellt.

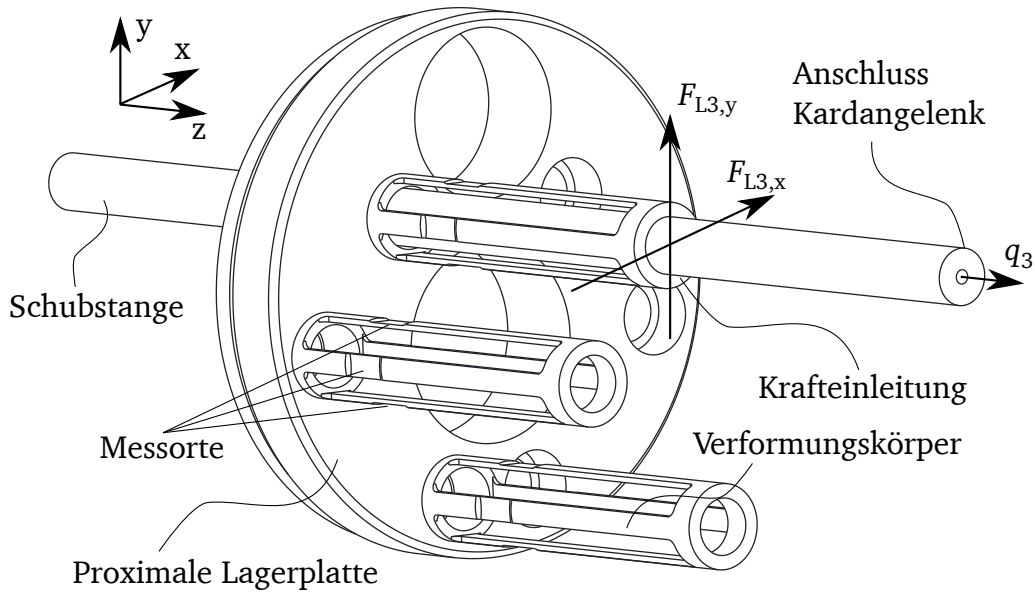


Abb. 8.10: Konzept und Konstruktion des Sensors zur Messung radial in Schubstreben wirkender Kräfte. Die Darstellung umfasst die Messrichtung der Sensoren sowie die Bewegungsrichtung der Schubstrebe.

Sensorentwurf

Als Sensor dienen vier Biegebalken, die im Winkel von je 90° zueinander zylindrisch um eine Schubstrebe angeordnet sind (Abbildung 8.11, b)) [205]. Die Biegebalken sind an ihren bei-

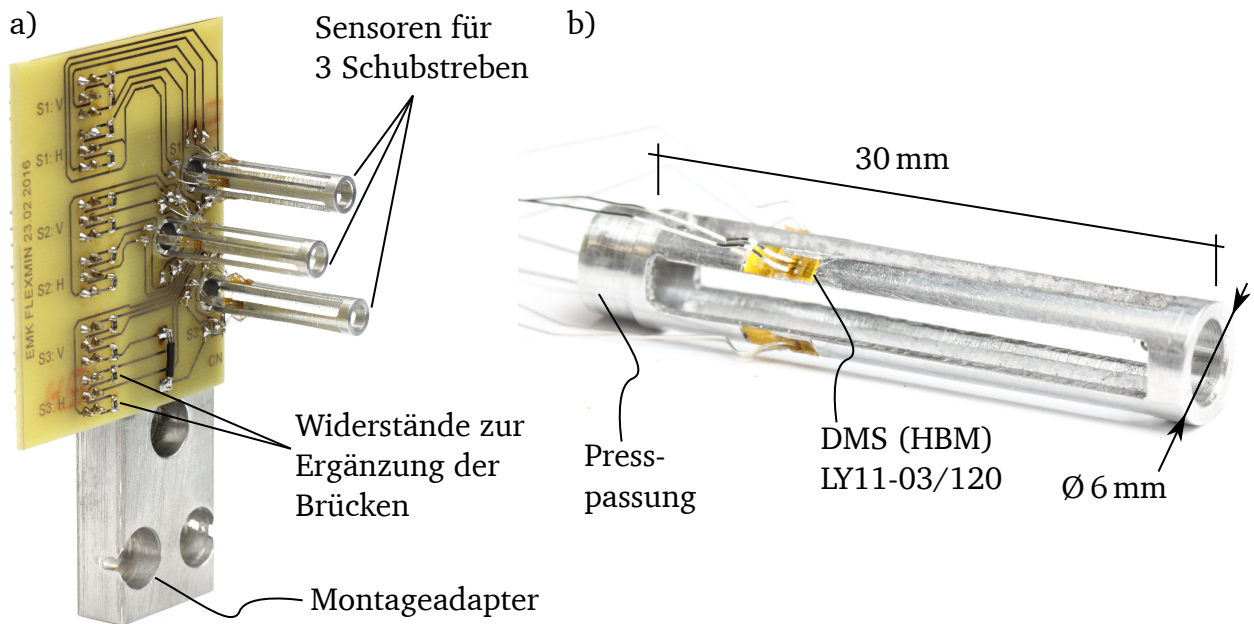


Abb. 8.11: Aufgebauter Sensor zur indirekten Messung der Dehnung in den Schubstreben:
a) Sensoren für die drei Schubstreben des kinematischen Mechanismus appliziert auf einer Platine zur Kontaktierung der einzelnen DMS. b) Verformungskörper mit applizierten DMS.

den Enden ringförmig miteinander verbunden. Dabei ist die Rückseite des Sensors so ausgelegt, dass der Sensor in die Lagerplatte eingepresst werden kann und keinen Kontakt zur Schubstrebe hat. Die Vorderseite des Sensors ist mit einer eng tolerierten Passung als Gleitlager ausgeführt. Die durch den Verformungskörper geführte Schubstrebe dient gemeinsam mit den Biegebalken des Verformungskörpers als kombinierter Messkörper. Die Biegebalken des Sensors sind daher so ausgelegt, dass bei eingeführter Schubstange und einer Belastung von 20 N am TCP an der Applikationsstelle des DMS eine Dehnung von etwa 0,1% erreicht wird [118].

Auf jedem Biegebalken ist ein Dehnungsmessstreifen vom Typ LY11-03/120 (*Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH*, Darmstadt) appliziert. Die Dehnungsmesselemente sind so ausgewählt, dass sie auf den aus Aluminium gefertigten Verformungskörper angepasst sind. Die beiden jeweils gegenüber liegenden Dehnmesselemente bilden eine Halbbrücke und sind mit Erweiterungswiderständen auf der Kontaktierungsplatine zu Vollbrücken verschaltet (Abbildung 8.11, a)). Die Sensoren für die drei Schubstreben einer Kinematik sind auf einem Montageadapter appliziert, welcher ohne konstruktive Änderungen am Single-Port-Roboter in den kinematischen Mechanismus eingebracht werden kann.

Kalibration

Die mechanischen Eigenschaften der Sensoren an jeder Schubstrebe setzen sich aus den mechanischen Eigenschaften des Verformungskörpers sowie den Schubstreben zusammen. Da die Sensoren die Dehnung in den Schubstreben erfassen und diese aufgrund der Geometrie eines einseitig eingespannten Biegebalkens von der Länge und damit den Hebelverhältnissen abhängt,

ändert sich die Empfindlichkeit des Sensorelements mit der Auslenkung der jeweiligen Schubstrebe in z-Richtung. Der Zusammenhang zwischen den vom Sensor aufgenommenen Werten und der Kraftwirkung ist durch

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_{11}(z) & k_{12}(z) \\ k_{21}(z) & k_{22}(z) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} U_x \\ U_y \end{pmatrix} \quad (8.4)$$

gegeben. Dabei sind F_x und F_y die gemessenen Kraftwerte. U_x und U_y sind die in den jeweiligen Richtungen gemessenen Brückenspannungen.

Zur Bestimmung der Matrix \mathbf{K} werden Kalibrationsverfahren angewendet, welche den Zusammenhang zwischen Kraftwirkung und Sensorsignal bestimmen. Eine Analyse verschiedener Kalibrationsmethoden bietet [206]. Innerhalb dieser Arbeit wird die *Hyperplane Calibration Method* angewandt, welche zur Kalibration redundanter, linearer Sensoren genutzt werden kann [206]. Hierzu werden nacheinander, für die beiden Richtungen x und y getrennt, beliebige Kräfte an der Schubstrebe eingeleitet und die daraus resultierende Änderung der Ausgangssignale der beiden Messstellen aufgenommen. Die Koeffizienten k_{ij} lassen sich durch Einsetzen und Lösen des Gleichungssystems (8.4) errechnen.

Die Kalibration jedes einzelnen Sensors erfolgt für seine beiden Messrichtungen x und y unter Berücksichtigung der Schubstrebenauslenkung in z-Richtung. Der Aufbau zur Kalibration der einzelnen Sensorelemente ist in Abbildung 8.12, a) dargestellt.

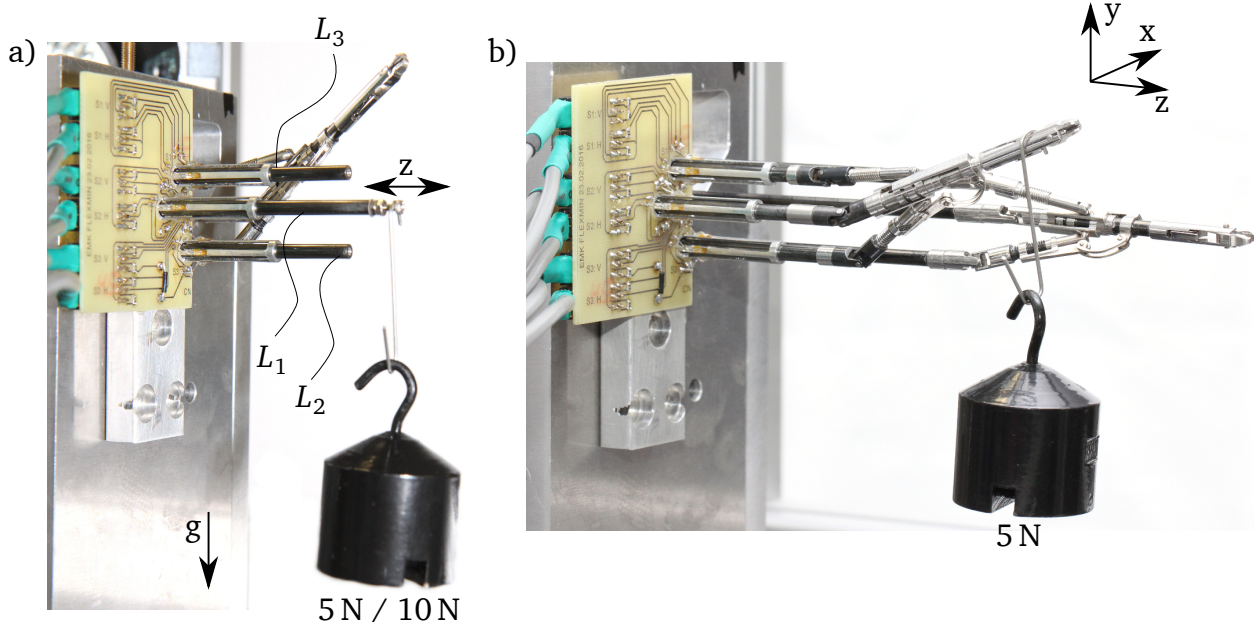


Abb. 8.12: Kalibration der Sensoren zur Messung der Lagerreaktionskraft.

a) Kalibration der Einzelsensoren an allen Schubstreben durch Aufbringen der Gewichtskräfte 5 N und 10 N in den Richtungen x und y. Die Messung der Sensorempfindlichkeit erfolgt unter variabler z-Position der Schubstreben. b) Überprüfung des Übertragungsverhaltens des gesamten Lagerreaktionskraftsensor durch Messung und Vergleich der am TCP applizierten Gewichtskraft.

Jedes Sensorelement wird mit den Kräften 0 N, 5 N, 10 N stufenförmig belastet. Unter Belastung

wird die Schubstrebe um 20 mm verfahren und der Wert des A/D Wandlers der Sensorelektronik ausgelesen. Der Messablauf ist in Abbildung 8.13 dargestellt. Die Messwerte der Belastungsfälle,

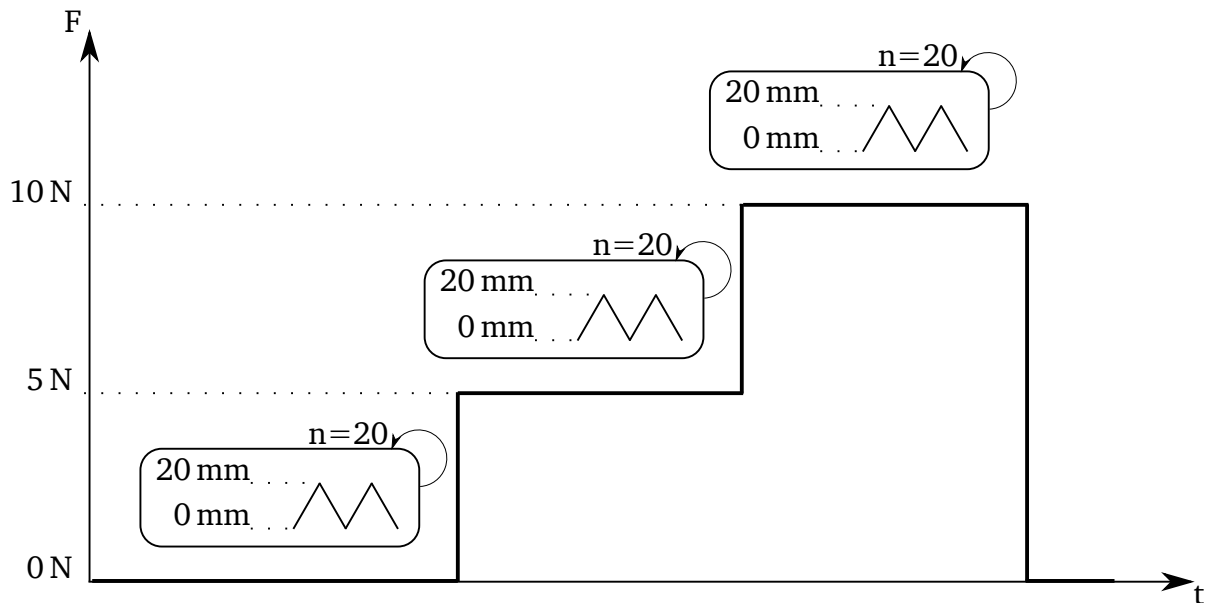


Abb. 8.13: Ablaufschema des Kalibrationsvorganges je Sensorelement und Messrichtung.

Jeder Sensor wird in seinen beiden Messrichtungen mit den Gewichtskräften 0 N, 5 N und 10 N belastet. Auf jeder Belastungsstufe wird die Schubstrebe um 20 mm ausgelenkt, um den Positionsabhängigen Übertragungsfaktor abzuleiten. Auf jeder Belastungsstufe wird die Schubstrebe je 20 mal um 20 mm ausgelenkt. Während der Bewegung werden die Kraftwerte kontinuierlich aufgenommen.

die zur Kalibration der Sensoren dienen, sind in Abbildung 8.14 aufgetragen. Es wurden je 20 Messungen pro Belastungsfall und Position durchgeführt. Die Messwerte zeigen für die unterschiedlichen Kanäle Kennwertabweichungen von bis zu 100 %. Dies ist vor allem auf Fertigungstoleranzen der filigranen Verformungskörper als auch auf Fertigungstoleranzen und Verformung der verwendeten Schubstreben zurückzuführen.

Aus den in Abbildung 8.14 dargestellten Ergebnissen lassen sich einerseits Messwerte für die Wirkung unterschiedlicher Kräfte als auch die Abhängigkeit des Sensorsignals von der Schubstrebenlänge ermitteln. Um die Positionsabhängigkeit der Schubstrebe in der Sensormatrix zu berücksichtigen, wird die ermittelte Kennwertsteigung als Faktor mit in die Kalibrationsmatrix eingerechnet. Unter Ausnutzung der in Gl. (8.3) eingeführten Übertragungsmatrix des Gesamtsystems lassen sich aus den Lagerreaktionskräften die am Endeffektor wirkenden Interaktionskräfte berechnen.

Experimentelle Charakterisierung

Der Aufbau zur Überprüfung der prinzipiellen Funktionsfähigkeit des Sensorkonzeptes ist in Abbildung 8.12, b) dargestellt. Für den Belastungsfall mit 5 N in Richtung -y wurde die Position des Endeffektors kontinuierlich willkürlich verändert. Die unter Bewegung und Belastung aufgenommenen Messwerte sind in Abbildung 8.15 angegeben.

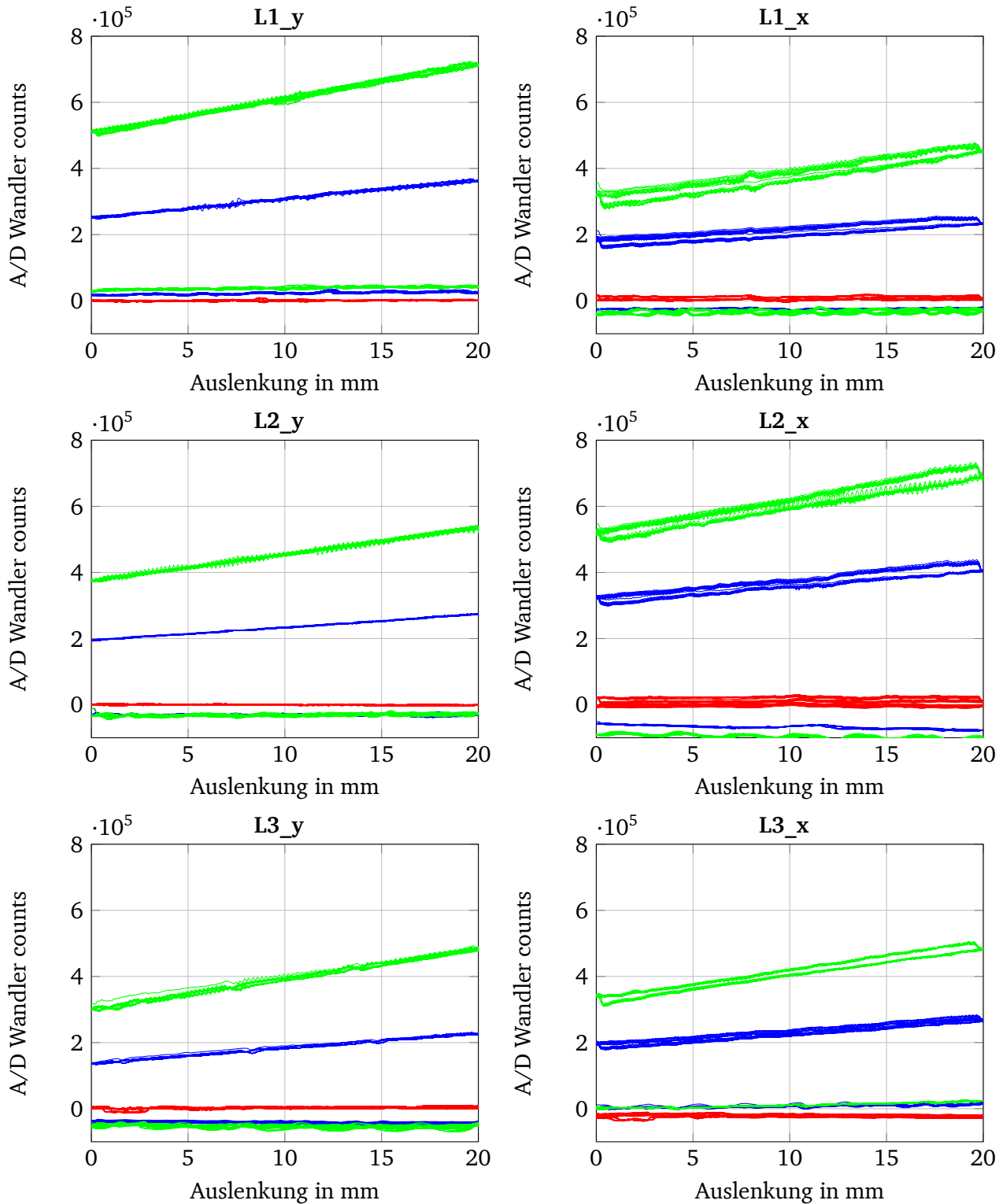


Abb. 8.14: Kalibrierungsergebnisse der einzelnen Sensorelemente an den Schubstreben.

Ausgangssignal des A/D Wandlers unbelastet (rot), belastet mit 5 N (blau) und belastet mit 10 N (grün) unter Berücksichtigung der Auslenkung der Schubstrebe in z-Richtung. Neben dem zum Lastfall gehörigen Messwert in der Belastungsrichtung sind die Werte für das Übersprechen auf die jeweils andere Messrichtung angegeben. Die Nomenklatur der Graphen bezieht sich jeweils auf die Schubstrebe (vgl. Abb. 8.12) und die Lastrichtung.

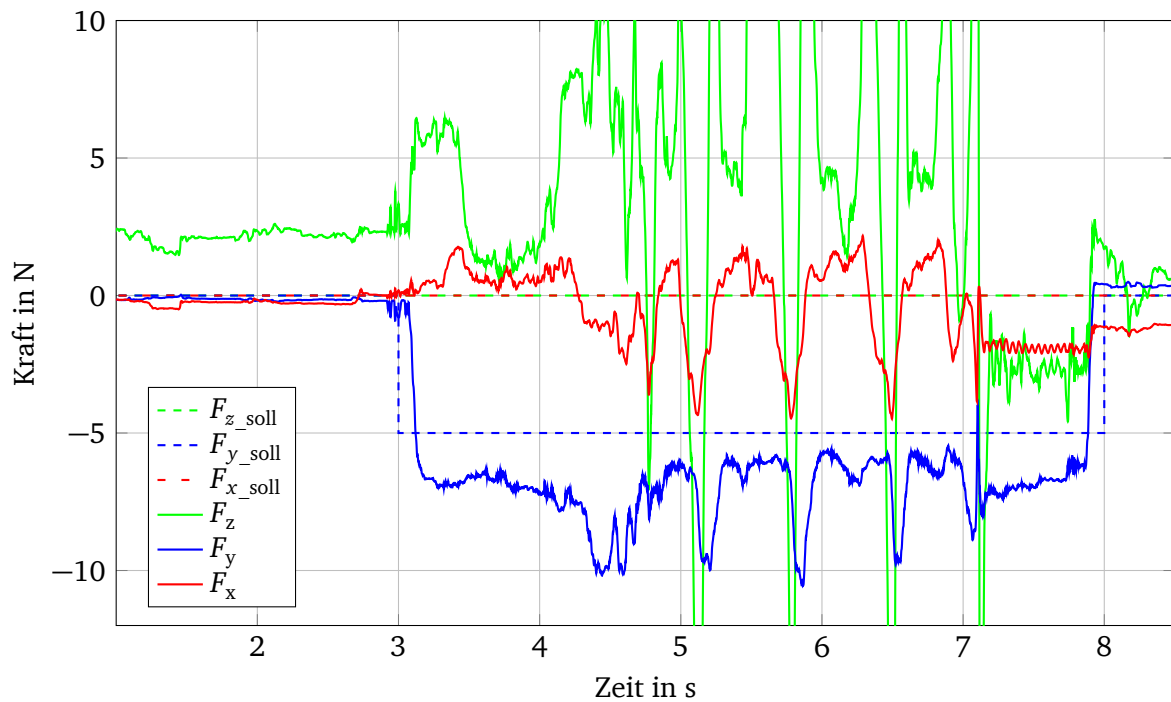


Abb. 8.15: Ausgangssignal des Lagerreaktionskraftsensors bei Belastung des Endeffektors mit einer Gewichtskraft von 5 N in Richtung -y. Während der Zeit der Messung wird der Endeffektor, ferngesteuert von der Bedienkonsole aus, permanent willkürlich im kompletten Arbeitsraum bewegt.

Aus den Messwerten lässt sich qualitativ ableiten, dass eine Kanaltrennung zwischen den Raumrichtungen x und y vorliegt. Die zu beobachtende Schwingung auf den Signalen der Kanäle x und y ergibt sich möglicherweise aus der Bewegung des Endeffektors im Raum und der sich dadurch ergebenden Beschleunigung der angehängten Masse. Während des praktischen Einsatzes der Sensoren zeigt sich eine starke Abhängigkeit des Sensorsignals vom Rotationswinkel der einzelnen Schubstreben. Eine vorhandene Biegung in den einzelnen Schubstreben äußert sich daher direkt in einer Veränderung des Messwertes. Die in den Messwerten ersichtlichen Ausreißer sind möglicherweise auch auf diesen Effekt zurückzuführen.

Des Weiteren zeigt sich, dass die in z -Richtung gemessenen Werte erwartungsgemäß „schlechter“ ausfallen. Die gemessenen Werte für F_z scheinen keinen Bezug zur wirkenden Belastung zu haben. Dieses Verhalten zeigt sich vor allem in der Nähe der sich bei kompletter Streckung der Hauptkette ergebenden singulären Stellung des kinematischen Mechanismus. Die Singularitäten führen zu einer enormen Verstärkung der verrauschten Sensorsignale. Die Absolutwerte der Messung weichen vom Sollwert ab. Diese Abweichung lässt sich durch Korrektur der in der Jakobimatrix des kinematischen Mechanismus hinterlegten geometrischen Parameter anpassen. Während sich die durchgeführte Untersuchung auf das prinzipielle Verhalten des Sensors bezieht, sind weitere Untersuchungen zur qualifizierten Charakterisierung des Sensors nach Revision und Optimierung der Sensorelemente anzustreben.

Bewertung und Grenzen des Ansatzes

Bei der Untersuchung zeigt sich, dass es grundsätzlich möglich ist, die Interaktionskräfte des Endeffektors mithilfe gestellfester Sensoren messtechnisch zu bestimmen. Dabei bietet dieser Ansatz den entscheidenden Vorteil, keinen Sensor im Kraftwirkungspfad anordnen zu müssen. Das wirkt sich sowohl vorteilhaft auf die Reinigbarkeit und Sterilisierbarkeit des Instruments, als auch auf den Aufwand für die Miniaturisierung von Sensoren und deren Kontaktierung im kinematischen Mechanismus aus.

Erwartungsgemäß ist die Funktionsfähigkeit des Sensors zur Aufnahme der Kräfte in den Raumrichtungen x und y „besser“ als in der z -Ausrichtung (vgl. Koordinatensystem in Abb. 8.12). Des weiteren sind Einflüsse, die sich aus der Position des Endeffektors im Raum und aus Fertigungstoleranzen und Verbiegung von Schubstreben ergeben, bei einer Weiterführung des Konzeptes zu beachten.

8.3.3 Fazit

Die beiden vorgestellten Sensorkonzepte zur Messung der Interaktionskräfte des Endeffektors mithilfe distal angebrachter sowie gestellfest angebrachter Sensoren in den Lagern der Schubstreben, stellen vielversprechende Ansätze dar. Beide Konzepte lassen sich ressourceneffizient in die Struktur des parallelkinematischen Single-Port-Systems einbringen und weisen Vorteile bezüglich ihrer Reinig- und Sterilisierbarkeit auf.

Beide Ansätze zeigen Vorzugsrichtungen, bezüglich derer die Messung der Interaktionskräfte mit geringerer Unsicherheit durchführbar ist als in anderen Raumrichtungen. Im Falle der distal montierten Sensoren zeigt sich für Belastungen in z -Richtung eine geringere Beeinflussung des Sensorsignals durch Reibkräfte, die von Belastungen am Endeffektor in x - und y Richtung hervorgerufen werden.

Im Gegensatz dazu eignen sich Lagerreaktionskraftsensoren vornehmlich zur Messung der Endeffektorinteraktionskräfte in den x - und y -Richtungen.

Zukünftige Untersuchungen zur Ableitung von Endeffektorinteraktionskräfte zur Bereitstellung von haptischen Signalen am medizinischen System sollten daher die Kombination mehrerer Sensorsysteme und Messgrößen berücksichtigen, um ein kombiniertes, aussagekräftiges Signal zu erhalten.

8.4 Messung von Beschleunigungssignalen am Endeffektor

Als eine Möglichkeit zur Erweiterung des Frequenzspektrums des haptischen Feedbacks wurde die Darbietung taktilen Feedbacks in Kombination mit kinästhetischem Feedback diskutiert (vgl. Abbildung 5.1 und Abschnitt 6.5). Als Basis für das darzustellende taktile Feedback dienen Beschleunigungssignale am Endeffektor. Diese werden mithilfe eines Beschleunigungssensors erfasst.

Zur Messung der Beschleunigungssignale wird der MEMS-Sensor LIS344ALH (*STMicroelectronics*, Genf, Schweiz) mit einem Messbereich von ± 2 g ausgewählt [148]. Dieser basiert auf dem kapä-

zitierten Messprinzip und erfasst Beschleunigungssignale in den drei kartesischen Raumrichtungen. Das Sensorausgangssignal ist auf einen analogen Spannungswert zwischen 0 V und 3,3 V normiert. Die drei Sensorkanäle werden über die A/D Wandlungsklemme EL3164 von *Beckhoff* mit einer Auflösung von 16 bit eingelesen und für weitere Berechnungen im FLEXMIN Steuerrechner bereitgestellt. Der Sensor weist eine Bandbreite von 1,8 kHz auf. Die A/D Wandlungsklemme ist mit einem Eingangs-Tiefpassfilter bei 3 kHz ausgerüstet.

Die provisorische Montage des Beschleunigungssensors ist in Abbildung 8.16 dargestellt. Anzustreben ist die Integration des Sensors in die Struktur des Endeffektors. Hierzu ist die steife Kontaktierungsplatine durch eine platzsparende *Flexleiterplatine* zu ersetzen. Die Litzen zur Kontaktierung des Sensors sind in die kinematische Hauptkette des Mechanismus zu verlegen.

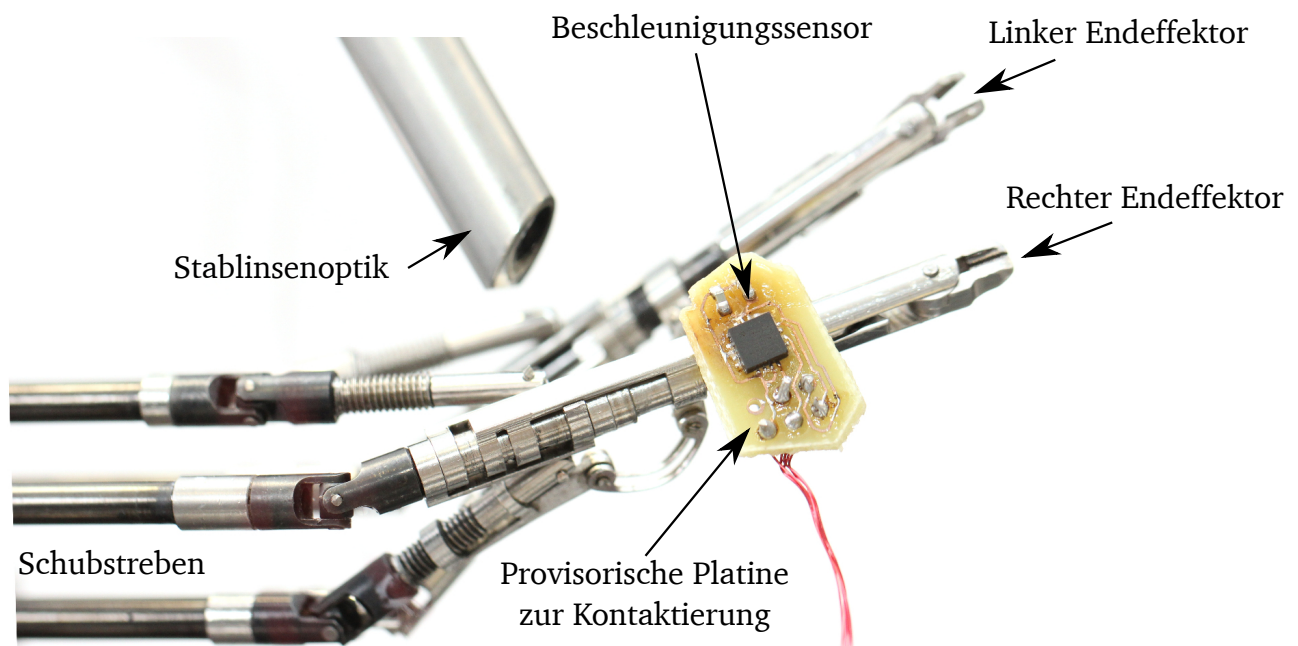


Abb. 8.16: Provisorisch montierter Beschleunigungssensor an der Endeffektorkinematik des Single-Port-Systems.

Aus dem in drei Freiheitsgraden erfassten Sensorsignal wird mittels des *DFT321-Algorithmus* der Betrag des Beschleunigungssignals gebildet und als Stellgröße für das taktile Nutzerinterface bereitgestellt [144, 148]. Die auftretenden Signale werden im Frequenzbereich 50 Hz bis 1000 Hz ausgewertet. Durch die Bandpassfilterung in diesem Bereich werden parasitäre Effekte wie beispielsweise die Eigenbewegung durch den Nutzer und der Einfluss der Gravitation auf das Sensorsignal berücksichtigt und automatisch aus dem haptisch darzustellenden Signal eliminiert. Ansätze zur Reduktion von durch Antriebe und Reibung induziertes Rauschen bietet [148] und ist für zukünftige Arbeiten zu berücksichtigen.

8.5 Fazit

Die Entwicklung der Sensorik zur Messung von Interaktionskräften zwischen Endeffektor und Umgebung ist von elementarer Bedeutung für die haptische Teleoperation. Die Auseinandersetzung mit dem Stand der Technik zeigt, dass derzeit kein Sensor verfügbar ist, der den Anforde-

rungen an den Einsatz im Single-Port-System von FLEXMIN genügt.

Unter Ausnutzung der Eigenschaften parallelkinematischer Mechanismen lassen sich Messkonzepte ableiten, welche die Erfassung von Interaktionskräften mit verfügbaren Technologien ermöglichen. Zu den Konzepten werden vergleichbare Beispiele aus dem Stand der Technik angeführt. Zu Konzepten, die über den Stand der Technik hinausgehen, werden Sensoren recherchiert und auf ihre Anwendbarkeit im Robotersystem untersucht. Hierbei zeigt sich eine große Vielfalt unterschiedlicher Konzepte, welche zur Ableitung von haptisch darstellbaren Signalen geeignet sind. Die Umsetzung der meisten Konzepte erfordert einen hohen technologischen Aufwand zur Miniaturisierung, elektrischen Kontaktierung und Sterilisierbarkeit. Der Aufwand steigt jeweils an, je näher der Sensor sich am Endeffektor befindet.

Zwei abgeleitete Konzepte werden entworfen und aufgebaut, um ihre Nutzbarkeit im Single-Port-System zu untersuchen. Der Einsatz von Kraftsensoren in der Antriebseinheit zur Messung der Kraft in den Schubstreben zeigt eine starke Abhängigkeit der Sensorsignale von an den Schubstreben wirkenden Reibkräften. Die Reduzierung dieses Einflusses kann durch die Anwendung von *Dithering* gezeigt werden. Im quasistatischen Fall lässt sich mit dem Aufbau eine Messunsicherheit von etwa 5 % erreichen und liegt damit im Bereich der Anforderungen. Zur praktischen Nutzbarkeit der Messsignale für haptisches Feedback ist in Folgearbeiten die Erhöhung der Schwingfrequenz zur Reibungsreduzierung bis über die Wahrnehmungsgrenze anzustreben.

Die Ableitung von Endeffektorinteraktionskräften auf Basis von Lagerreaktionskräften konnte prinzipiell gezeigt werden. Hierbei ist kein Kraftsensor im Kraftwirkungsfad des kinematischen Mechanismus notwendig. Die entwickelten Sensoren zeigen erwartungsgemäß eine Abhängigkeit von der Wirkrichtung der Kraft am Endeffektor und von den Toleranzen an den eingesetzten Schubstreben. Aufgrund dessen ist der Sensor vor allem zur Auflösung von Kräften der x- und y-Richtung vorzusehen. Zur Ableitung der z-Kraft Komponenten sind weitere Messstellen abzuleiten, welche sich ebenfalls nicht im Kraftwirkungspfad befinden.

Die Kombination unterschiedlicher Messkonzepte bietet sich für den Einsatz im Robotersystem an. So sind die Vorteile der einzelnen Konzepte derart zu kombinieren, dass sich ein Signal ableiten lässt, das dem Arzt haptisch einen Mehrwert bringt. Gegebenenfalls muss dieses Signal dann nicht der tatsächlichen Interaktion entsprechen.

Ein ähnlicher Ansatz wird innerhalb der Arbeit bereits durch die Kombination von Kraft- und Beschleunigungssignalen (kinästhetisches und taktiler Feedback) zur Darstellung als haptisches Feedback verfolgt. Im Rahmen dessen wird ein System zur Beschleunigungsmessung am Endeffektor bereitgestellt.

Entsprechend der in Abbildung 8.2 dargestellten Zusammenhänge ist zu erwarten, dass die Eigenschaften der Interaktionskraftmessung stark vom Messort im Mechanismus abhängen. Aufgrund dessen lässt sich nur sehr eingeschränkt von der Qualität eines Sensorelementes auf die Qualität der Interaktionskraftmessung des Endeffektors schließen, ohne eine kombinierte Betrachtung von Sensorelement und kinematischem Mechanismus durchzuführen. Zur Ableitung von quantitativen Werten, die zum Vergleich aller Messkonzepte herangezogen werden können, wären daher detaillierte Entwürfe aller zu vergleichenden Messkonzepte Voraussetzung, was den Umfang dieser Arbeit übersteigt.

Bis zur praxistauglichen Integration von Kraftsensoren in den kinematischen Mechanismus werden zur weiteren Analyse und Überprüfung der aufgestellten Konzepte externe Kraftsensoren im Szenario eingesetzt, deren Signale als haptisches Feedback an den Nutzer geführt werden. Hierzu wird jeweils hinter das zu manipulierende Szenario der 6-Achs Kraftsensor *Nano 17* (ATI Industrial Automation, Apex, USA) angeordnet, mit dem die Interaktionskräfte zwischen den Manipulatoren und der Umgebung aufgenommen werden können.



9 Validierung des entwickelten Teleoperationssystems

Die Überprüfung der in Kapitel 5 formulierten Ziele wird im folgenden Schritt der Validierung durchgeführt. Hierzu werden zunächst Einzelaspekte und Funktionen isoliert von einander betrachtet und später in Versuchen zur „klinischen“ Anwendbarkeit zusammengeführt.

Aufgrund ihrer Relevanz für den vorgesehenen medizinischen Einsatz des Robotersystems werden die im Folgenden beschriebenen Analysen und Versuche in Kooperation mit dem medizinischen Kooperationspartner der medizinischen Fakultät an der Universität Tübingen, PD. Dr. med. A. KIRSCHNIAK durchgeführt.

9.1 Präzision und Geschwindigkeit der Arbeit mit dem Teleoperationssystem

Die Positioniergenauigkeit des Endeffektors im Raum und die damit verbundene Präzision, mit der eine robotische Operation durchgeführt werden kann, ist durch die im Systementwurf definierten technischen Parametern des Teleoperationssystems begrenzt. Zusätzlich wird die Positioniergenauigkeit, die mit dem gesamten Aufbau in seiner Funktion als Teleoperationssystem erreicht werden kann, durch die Fähigkeiten des Bedieners im Umgang mit dem System beeinflusst. Zur Ableitung der sich durch das Teleoperationssystem ergebenden Steigerung der Operationspräzision wird ein Vergleich zwischen dem Teleoperationssystem FLEXMIN und den Werkzeugen der konventionellen transanal-endoskopischen Operation (TEO) durchgeführt.

9.1.1 Versuchsvorbereitung und Durchführung

Der Vergleich zwischen FLEXMIN und TEO wurde mithilfe einer Tastaufgabe durchgeführt. Die Aufgabe bestand darin 13 auf einer Fläche angeordneten Kontaktpunkte nacheinander zu berühren, ohne dabei mit der umgebenden Fläche in Kontakt zu kommen. Die Zielpunkte sind konzentrisch um einen mittleren Zielpunkt angeordnet und befinden sich auf Kreisbahnen mit den Durchmessern 25 mm und 40 mm. Damit ähnelt die Aufgabe einer aus der Chirurgie üblichen Anwendung, in der einzelne Gefäße sehr präzise erreicht und gegriffen werden müssen, ohne durch ungerichtete Bewegungen umliegendes Gewebe zu perforieren. Die Anordnung der Tastpunkte ist entsprechend dem zur Verfügung stehenden Arbeitsraum im Innern des Darms gewählt.

Die zu erreichenden Zielpunkte haben einen Durchmesser von 2 mm und sind von einem Isolationsbereich von ca. 0,2 mm Breite umrandet. Die umgebende Fläche ist als kupferbeschichtete Leiterplatte ausgeführt. Die Spitzen der Instrumente beziehungsweise der Endeffektoren sind mit einer leitfähigen Spitze ausgestattet. Jede Berührung der Instrumente mit einem Zielpunkt

oder der Umgebung wurde durch Auswertung des elektrischen Kontaktes erfasst.

Ein Proband erhielt während der Durchführung eine direkte Rückmeldung über den Erfolg oder Misserfolg eines Tastvorgangs. Der Kontakt mit einem Zielpunkt wurde durch ein grünes Licht, der Kontakt mit der umgebenden Fläche mit rotem Licht symbolisiert. Jeder Kontakt mit der umgebenden Fläche wird im Folgenden als Fehler gezählt. Der Aufbau der Kontaktfläche ist in Abbildung 9.1, b) dargestellt.

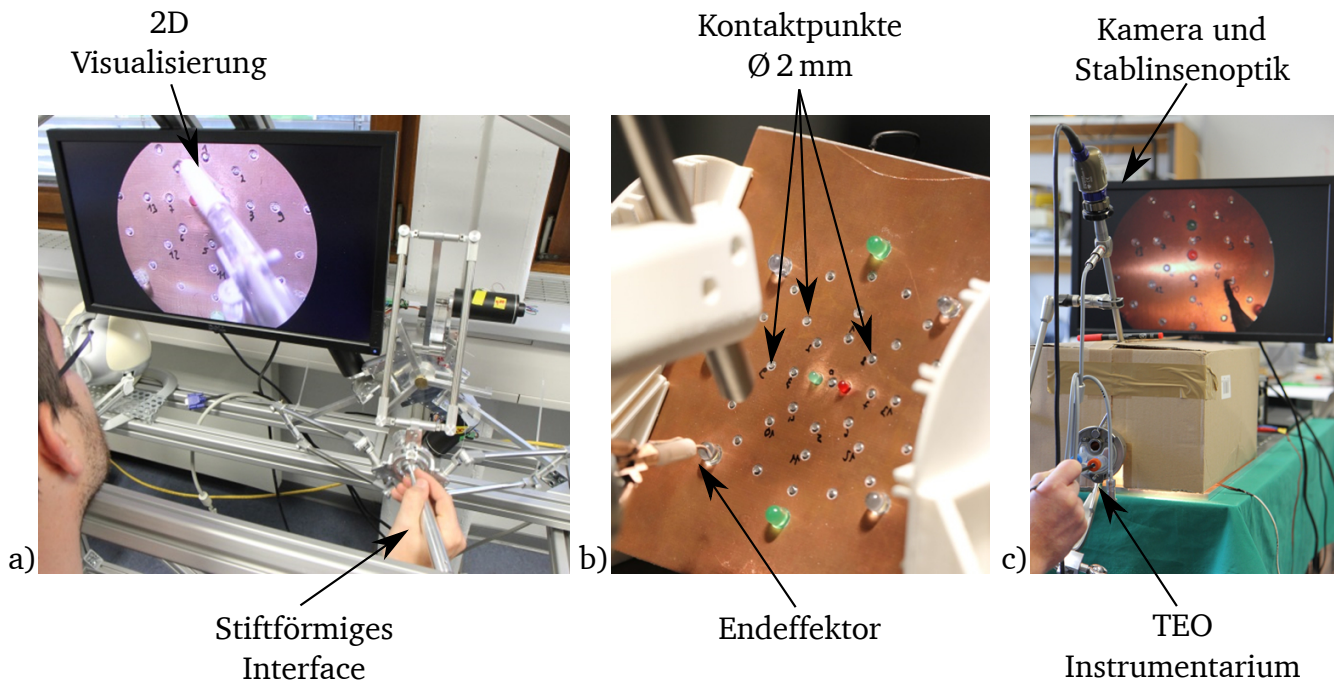


Abb. 9.1: Versuchsaufbau zum Vergleich der Systeme FLEXMIN und TEO.

a) Bedieneinheit zur Steuerung des Manipulators von FLEXMIN. Die Bedieneinheit ist mit einem stiftförmigen Nutzerinterface ausgestattet. b) Szenario mit den anzutastenden Zielpunkten. Jeder Punkt zeichnet sich durch einen Durchmesser von 2 mm und einen darum liegenden Isolationsbereich von ca. 0,2 mm aus.

c) TEO-Instrumentarium zur händischen Durchführung der Tastaufgabe.

Während der Versuche waren die Probekörper, auf denen sich die Zielpunkte befinden, abgedeckt, sodass diese für die Probanden nicht einsehbar waren. Das Szenario war um einen Winkel von 30° geneigt und befand sich vor dem Roboter, bzw. dem Operationsrektoskop. Die Optik der eingesetzten Kamera war planparallel zum Szenario ausgerichtet. Die Visualisierung erfolgte mithilfe einer 2D Kamera. Die Probanden waren daher während der Versuche mit einem sich über die Fläche des Szenarios verändernden Abstand der Kontaktpunkte konfrontiert, erhalten aus dem Kamerabild jedoch keine Tiefeninformation.

Am Versuch nahmen 18 Probanden teil. Alle Probanden hatten weder Vorerfahrung im Bereich minimalinvasiver Chirurgie noch zuvor mit dem Teleoperationssystem FLEXMIN gearbeitet. Alle teilnehmenden Probanden führten den Versuch sowohl händisch mit den endoskopischen TEO-Instrumenten als auch mit FLEXMIN durch. Die Hälfte der Probanden startete mit dem robotischen Instrument, die andere Hälfte mit dem herkömmlichen Instrumentarium.

Ein Eindruck der Bediensituation am Chirurgieroboter FLEXMIN wird in Abbildung 9.1, a) ver-

mittelt. Die Interaktion mit dem endoskopischen Instrument ist in Abbildung 9.1, c) visualisiert.

9.1.2 Ergebnisse und Diskussion

Die Durchführung des Versuchs zeigt, dass sich durch Einsatz des Teleoperationssystem die Fehlerrate reduzieren lässt. Das Ergebnis der Fehlerauswertung ist in Abbildung 9.2, a) dargestellt. Demnach verringert sich die mittlere Anzahl der Fehler pro Durchgang von 4,89 mit dem TEO-Instrumentarium auf 1,28 unter Verwendung des Teleoperationssystems. Dies entspricht einer Verbesserung um ca. 74 %.

Die Befragung der Probanden lässt darauf schließen, dass die Verbesserung der Genauigkeit zum Einen auf die direkte Bewegungsfolge des Robotersystems zurückzuführen ist. Das Teleoperationssystem weist im Vergleich zum TEO-Instrumentarium keine Richtungsumkehr der Endeffektorbewegung auf. Zum Anderen zeigt sich, dass durch das am Teleoperationssystem gewählte Übersetzungsverhältnis zwischen Hand und Endeffektor eine Art Vergrößerung der Endeffektorbewegung auftritt, welche die Auswirkung des natürlichen Handtremors verringert und damit das präzise Arbeiten begünstigt. Im Gegensatz dazu weist das Übersetzungsverhältnis der herkömmlichen TEO-Instrumente die umgekehrte Wirkung auf und verstärkt damit den Effekt des Tremors an der Werkzeugspitze.

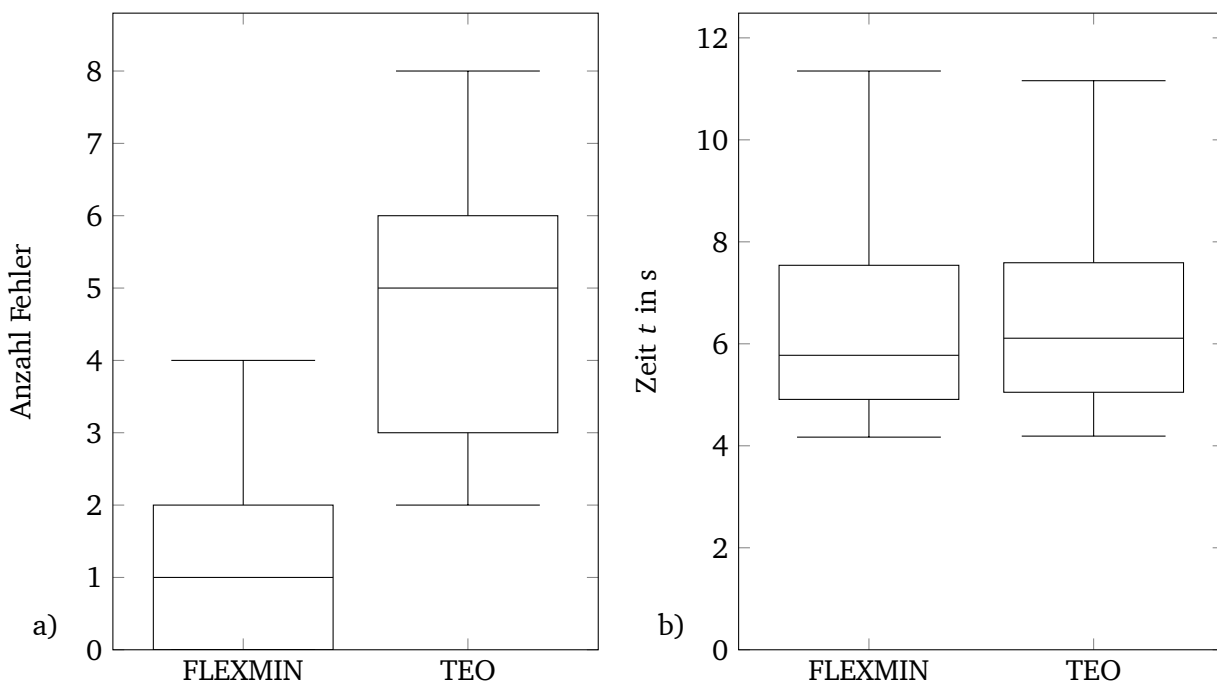


Abb. 9.2: Ergebnisse des Vergleichs von FLEXMIN und herkömmlichem Instrumentarium der TEO [207].
a) Absolute Anzahl Fehler pro Durchlauf. b) Durchschnittliche Zeitdauer zwischen dem Kontakt zweier Zielkontakte.

Die Analyse der mittleren Zeitdauern, die zwischen der Antastung zweier Zielpunkte verstreichen, zeigt keinen relevanten Unterschied im Vergleich der herkömmlichen TEO und dem Robotersystem. Das Resultat der Auswertung ist in Abbildung 9.2, b) für die beiden Versuchsaufbauten

dargestellt.

Die Analyse der Zeiten, wie sie in diesem Versuch vorgenommen wurde, beinhaltet eine Einschränkung, die einen Übertrag auf eine reale Operation nicht zulässt. Das TEO-Instrumentarium ist hinsichtlich seiner geometrischen Eigenschaften für den Versuch so ausgewählt, dass durch die verwendeten endoskopischen Instrumente der komplette notwendige Arbeitsraum abgedeckt werden kann. Da während einer realen Operation längere Rektoskope zum Einsatz kommen, ist im Praxiseinsatz der zur Verfügung stehende Arbeitsraum kleiner als im Versuch angenommen. Die Einschränkung ergibt sich durch den Durchmesser des Rektoskops und die Länge der Instrumente (vgl. Abbildung 4.4). Dies führt dazu, dass im realen Einsatz das Operationsrektoskop zur Abdeckung des im Versuch genutzten Arbeitsraumes mehrfach am Patienten umpositioniert werden müsste. Aufgrund des größeren Arbeitsraumes der Manipulatoren und deren gesteigerte Beweglichkeit kann mit dem Robotersystem der gesamte Arbeitsraum ohne ständige Umpositionierung erreicht werden. Damit sind durch den Einsatz des Teleoperationssystems während einer Operation wesentlich weniger Unterbrechungen zu erwarten.

Da die eigentliche Aufgabe sowohl mit der herkömmlichen TEO sowie mit FLEXMIN in etwa der gleichen Geschwindigkeit (vgl. Abb. 9.2, b)) durchgeführt werden konnte, ist daher für den Einsatz des Robotersystems im Leib eine Zeitersparnis zu erwarten. Da diese aufgrund der vereinfachten Versuchsverhältnisse nicht nachgewiesen werden konnte, sind zum Beweis dieser Hypothesen weitere Versuche in aufwändigeren Szenarien durchzuführen.

9.2 Auswirkung von haptischem Feedback auf die Endeffektorinteraktionskräfte

Neben dem Ziel, durch haptisches Feedback die Arbeit für den Arzt intuitiver zu gestalten und damit die kognitive Last zu reduzieren, soll haptisches Feedback während der Operation vor allem dazu führen, die wirkenden Endeffektorinteraktionskräfte und damit das hervorgerufene Trauma zu vermindern.

Vor diesem Hintergrund wird im folgenden Experiment untersucht, welchen Einfluss die Darbietung von haptischem Feedback auf die wirkenden Endeffektorinteraktionskräfte hat. Eine über die hier dargestellten Details hinausgehende Versuchsbeschreibung wird in [208] geboten.

9.2.1 Versuchsvorbereitung und Durchführung

Zu diesem Zweck wurde Probanden die Aufgabe gestellt, mithilfe des Teleoperationssystems Kreise in einem bestimmten Muster auf eine Unterlage zu malen. Das besondere Augenmerk lag dabei darauf, die Kreise unter kleinst möglicher Anpresskraft zu erzeugen und darauf, von dem Muster möglichst nicht abzuweichen. Während des Malvorganges stand den Probanden im Wechsel kein haptisches Feedback, bzw. haptisches Feedback zur Verfügung.

Im Falle des aktivierten haptischen Feedbacks wurden die am Endeffektor räumlich wirkenden Kräfte gemessen und unverstärkt als haptisches Feedback an den Nutzer übertragen. Im Versuchsaufbau war der Kraftsensor zur Messung der Interaktionskräfte hinter der Zeichenplatte montiert. Der Unterschied der beim Malen aufgewendeten Kraft gibt Aufschluss über den Effekt des haptischen Feedbacks.

Gemalt wurden je drei Kreise der Durchmesser 15 mm, 25 mm und 35 mm, im vorgegebenen Muster. Die Malschablone ist in Abbildung 9.3, b) dargestellt. Jeder gemalte Kreis sollte sich

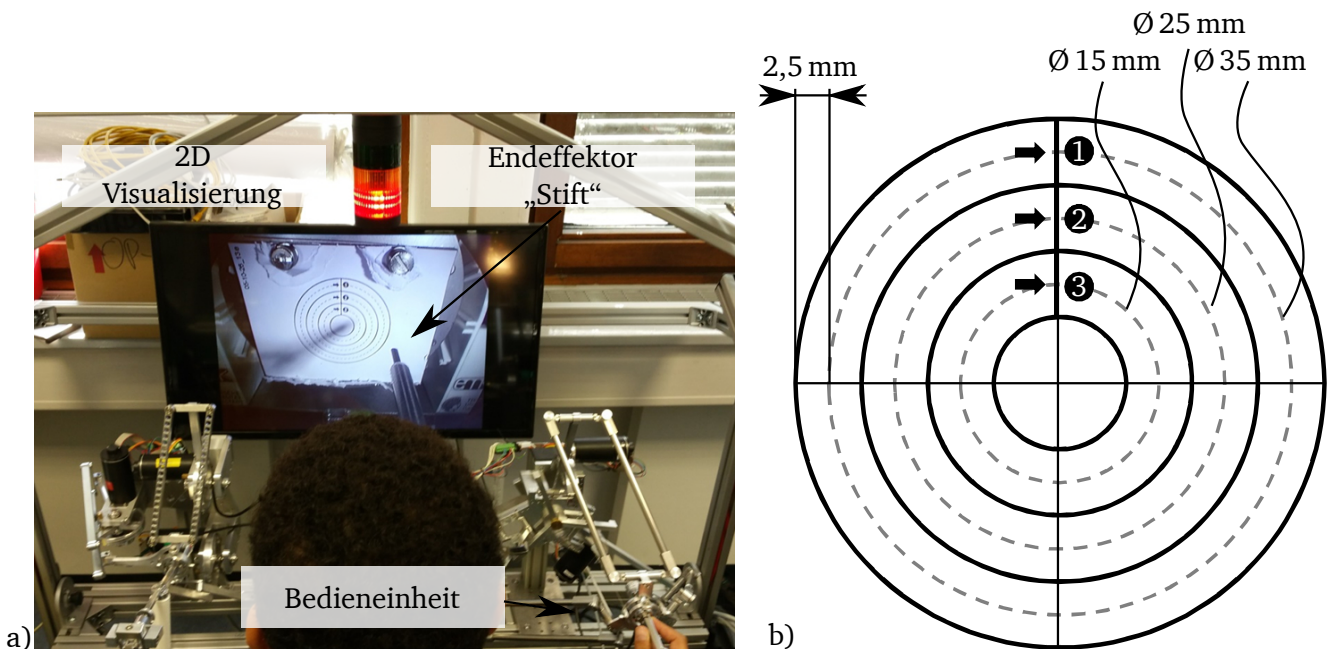


Abb. 9.3: Versuchsaufbau zur Ableitung des Einflusses von haptischem Feedback auf die Höhe der wirkenden Endeffektorinteraktionskräfte.

a) Bedieneinheit mit Sicht auf das Kamerabild zur Visualisierung der Versuchskreise. b) Schablone zur definierten Nachzeichnung der drei Kreise.

dabei innerhalb eines Fehlerkorridors von $\pm 2,5$ mm um den angestrebten Radius befinden. Jeder Proband erhielt zu Beginn seines Versuches die Möglichkeit, sich an das Robotersystem zu gewöhnen und zeichnet dazu vier vorgegebene Kreuze auf ein Blatt. Darauf folgend zeichnete jeder Proband auf sieben Blätter je drei Kreise. Einen Teil der Kreise malte der Proband mit haptischem Feedback, den anderen Teil ohne haptisches Feedback. Die Probanden erhielten keine Information darüber, ob ihnen während eines Durchganges das haptische Feedback gerade zur Verfügung stand oder nicht. Die Einstellung ob haptisches Feedback zur Verfügung steht oder nicht, blieb jeweils für mindestens ein Zeichenblatt konstant. Insgesamt wurden so von den 31 beteiligten Probanden 217 Blätter mit insgesamt 651 Kreisen bemalt.

Alle Probanden hatten zuvor nie mit dem Teleoperationssystem FLEXMIN gearbeitet und wurden im Voraus nicht über das Ziel des Versuches informiert. Wie sich die Bediensituation für die Probanden darstellt, ist in Abbildung 9.3, a) verdeutlicht.

9.2.2 Ergebnisse und Diskussion

Das Ergebnis der Studie zeigt, dass sich durch haptisches Feedback die maximal wirkende Interaktionskraft zwischen Endeffektor und Umgebung reduzieren lässt. In Abbildung 9.4 sind die ermittelten Ergebnisse graphisch aufbereitet dargestellt. In Abbildung 9.4, a) sind dabei die über alle gezeichneten Blätter auftretenden Maximalkräfte dargestellt. In Abbildung 9.4, b) sind die

Mittelwerte aufgetragen, die ein Proband während des Zeichnens von je drei Kreisen auf einem Blatt erzielte.

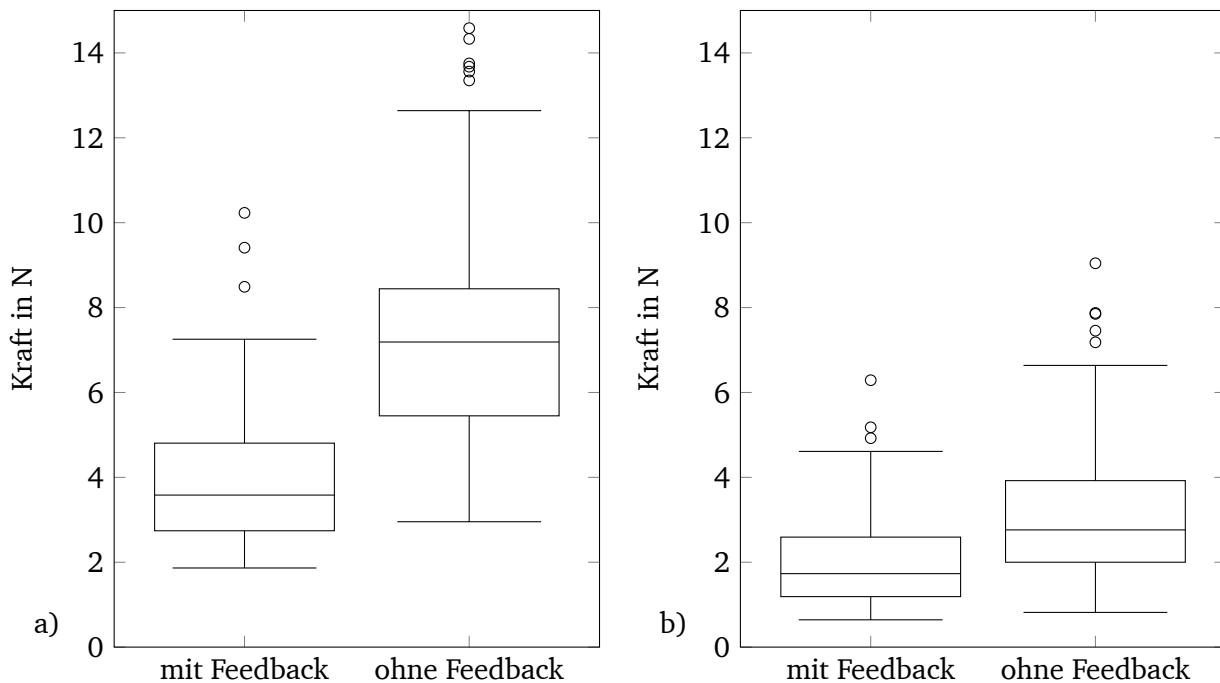


Abb. 9.4: Einfluss von haptischem Feedback auf die wirkenden Endeffektorinteraktionskräfte.
a) Maximalwert der beim Zeichnen von je drei Kreisen auftretenden Kraft mit und ohne haptischem Feedback, b) Mittelwerte der beim Zeichnen von je drei Kreisen auftretenden Kräfte mit und ohne haptischem Feedback.

Es zeigt sich, dass unter Einsatz des haptischen Feedbacks der Mittelwert der während eines Durchganges maximal auftretenden Kräfte um 43 % von 6,96 N auf 3,96 N reduziert ist. Der Mittelwert der mittleren wirkenden Kraftwerte lässt sich durch den Einsatz des haptischen Feedbacks um 36 % von 3,18 N auf 2,03 N reduzieren. Mit ($F=59,12$, $p < 0.0001$) für die Maximalwerte und ($F=22,36$, $p < 0.0001$) für die Mittelwertbestimmung stellen sich die ermittelten Unterschiede als signifikant dar.

Der Versuch gibt Aufschluss darüber, dass das haptische Feedback seinen Zweck erfüllt. Das dargebotene haptische Feedback wurde von den Probanden als subtil und unaufdringlich beschrieben. Da die Versuche lediglich mit einer einzigen Einstellung des haptischen Feedbacks durchgeführt wurden, kann keine Erkenntnis darüber abgeleitet werden, wie sich die Stärke des haptischen Feedbacks auf die Endeffektorinteraktionskraft auswirkt. Daher sollten weitere Studien durchgeführt werden, welche die Optimierung des Kraftverstärkungsfaktors für das haptische Feedback zum Ziel haben. Damit soll unter Gesichtspunkten der Intuitivität des Arbeitens abgeleitet werden, ob eine weitere Minimierung der Endeffektorinteraktionskräfte zu erreichen ist.

9.3 Laparoskopische Naht am Schwammtuch und am Leistenmodell

Anhand von einfachen Szenarien wurden die Beweglichkeit der Roboters und die Durchführbarkeit einzelner OP-Szenarien untersucht. Hierzu wurden zunächst Nahtübungen an einem Schwammtuch durchgeführt. Der Versuchsaufbau hierzu ist in den Abbildungen 9.5 a) und b) dargestellt.

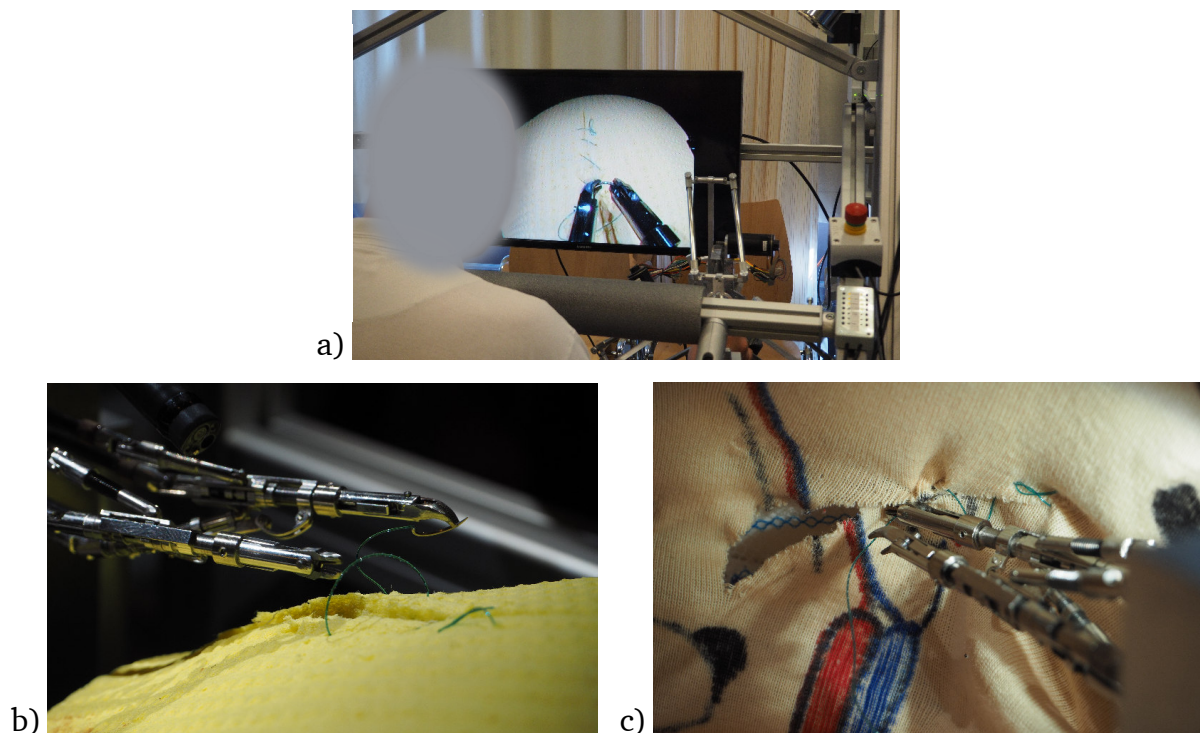


Abb. 9.5: Nahtübung an einem Schwammtuch.

a) Bediensituation und Blick auf das Operationsfeld. b) Gekröpfter Endeffektor und Nadelhalter in Interaktion mit Nadel und Faden. c) Nahtübung an einem Phantom der Leiste zum Training der operativen Behandlung eines Leistenbruchs.

Hierbei zeigt sich, dass die Naht mit herkömmlichen Nadeln und Fäden inklusive der notwendigen Verknotung des Fadens durchführbar ist. Die Verwendung eines Fadens mit Widerhäkchen, die das Verknoten des Fadens vermeiden, erleichtert das Nähen.

Es zeigt sich, dass zur Naht vor allem der deutlich untersetzte Rotationsfreiheitsgrad der Endeffektoren häufig genutzt wird. Dieser begünstigt vor allem Nähte an Schnitten, die in Blickrichtung des Manipulators ausgeprägt sind. Nähte quer zum Roboter erweisen sich aufgrund des nicht realisierten 5. Bewegungsfreiheitsgrades des Teleoperationssystems als mühsam. Um die Quernaht zu vereinfachen, empfiehlt es sich, für zukünftige Versuche stärker gebogene und gekröpfte Instrumente vorzusehen.

In einem weiteren Versuch an einem an die Anatomie des Menschen angelehnten *Leistenhernienmodell* wurde die operative Behandlung eines Leistenbruchs simuliert. Die Operation am Leistenmodell ist in Abbildung 9.5, c) dargestellt. Experimentell konnte der Leistenbruch mehrfach bis zum vollständigen Verschluss vernäht werden. Während der Versuche am Leistenmodell

wurde von den durchführenden Fachärzten vor allem der große zur Verfügung stehende Arbeitsraum des Single-Port-Systems positiv hervorgehoben.

9.4 Teilschritte der transanalen Rektumresektion

In Bezug auf das Leitszenario, welches der Entwicklung des Robotersystems FLEXMIN zu Grunde liegt, wurden erste Teilschritte transanalen Rektumresektion durchgeführt. Zur Operation im Lumen des Darms wurde zur Bildgebung ein Gastroskop eingesetzt, welches durch den Kamerakanal des Single-Port-Roboters geführt wurde. Die eingesetzte Konfiguration der Endeffektoren sowie das eingesetzte Gastroskop werden in Abbildung 9.6 aufgezeigt.

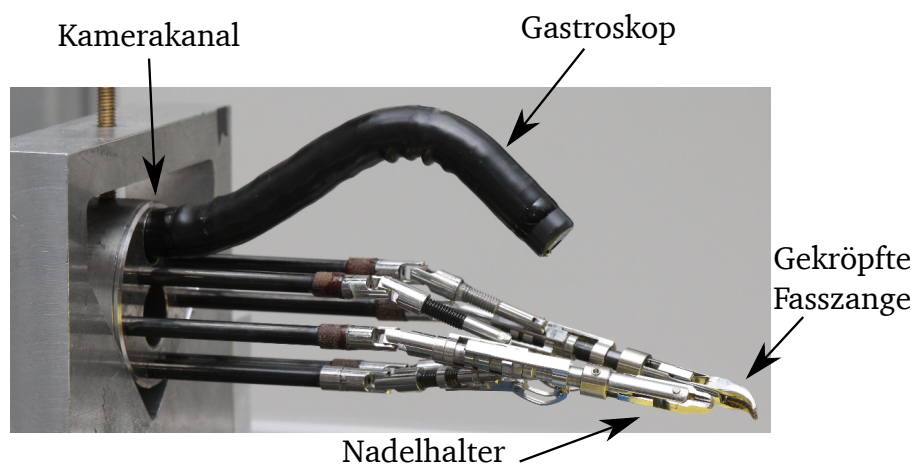


Abb. 9.6: Experimentelles Setup zur Bildgebung im Inneren des Darms mithilfe eines Gastroskops.

Die Versuche wurden an einem Schweinedarm durchgeführt. Dieser wurde in einen anatomisch geformten Organträger eingespannt und insuffliert. Der experimentell aufgespannte Darm ist in Abbildung 9.7, a) dargestellt. Zur Veranschaulichung der Größenverhältnisse von Single-Port-System und Schließmuskel zeigt Abbildung 9.7 b) den Versuchsaufbau. Das Single-Port-System wurde für die Versuche im Darm durch ein herkömmliches Operationsrektoskop geführt.

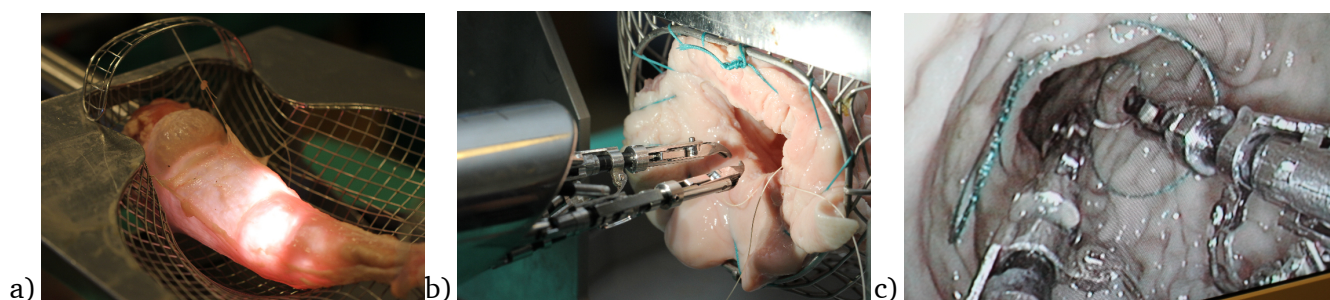


Abb. 9.7: Versuchsaufbau und Durchführung von Teilschritten der Rektumresektion.

a) Mastdarm eines Schweines fixiert in einem anatomisch geformten Korb. Der Darm ist mithilfe von Fäden aufgespannt und insuffliert. b) Single-Port-Roboter FLEXMIN vor der Einführung durch den After in den Enddarm. c) Exemplarische Ansicht der Endeffektoren im Enddarm während der Durchführung der Tabaksbeutelnaht. Bildgebung mithilfe eines Gastroskops im Kamerakanal des Single-Port-Roboters.

Die Applikation der *Tabaksbeutelnaht* im Lumen des Darms wird in Abbildung 9.7 c) veranschaulicht. Die Tabaksbeutelnaht konnte während der Versuche mit dem Roboter problemlos an dreiviertel des Darmumfangs angebracht werden. Aufgrund einer Kollision der Endeffektoren miteinander wurden diese während der Operation beschädigt, was zum Abbruch des Versuchs führte. Die grundsätzliche Fähigkeit, an der Darmwand zu nähen, konnte jedoch erfolgreich gezeigt werden.

9.5 Gallenblasenentfernung – Cholezystektomie

Aufgrund der hohen Standardisierung wird des Single-Port-System mithilfe der Gallenblasenentfernung, der sogenannten Cholezystektomie, evaluiert. Im Rahmen der Evaluation wurden 15 Gallen schweinischer Lebern robotisch operiert.

Zur Durchführung der Operation wurde das Single-Port-System mit einem HF-Dissektor am rechten Manipulator und einer atraumatischen Fasszange am linken Manipulator ausgestattet. Als HF-Dissektor bezeichnet man ein kleines Häkchen, das zur Operation mit einem hochfrequenten Strom beaufschlagt wird. Mithilfe der sich durch den Stromfluss ergebenden lokalen Erhitzung des Gewebes kann ähnlich wie mit einem Skalpell geschnitten werden. Zugleich ergibt sich durch die Erhitzung des Gewebes eine Verödung, die das Austreten von Blut während der Operation verhindert. Die Anordnung der Instrumente ist in Abbildung 9.8 a) visualisiert.

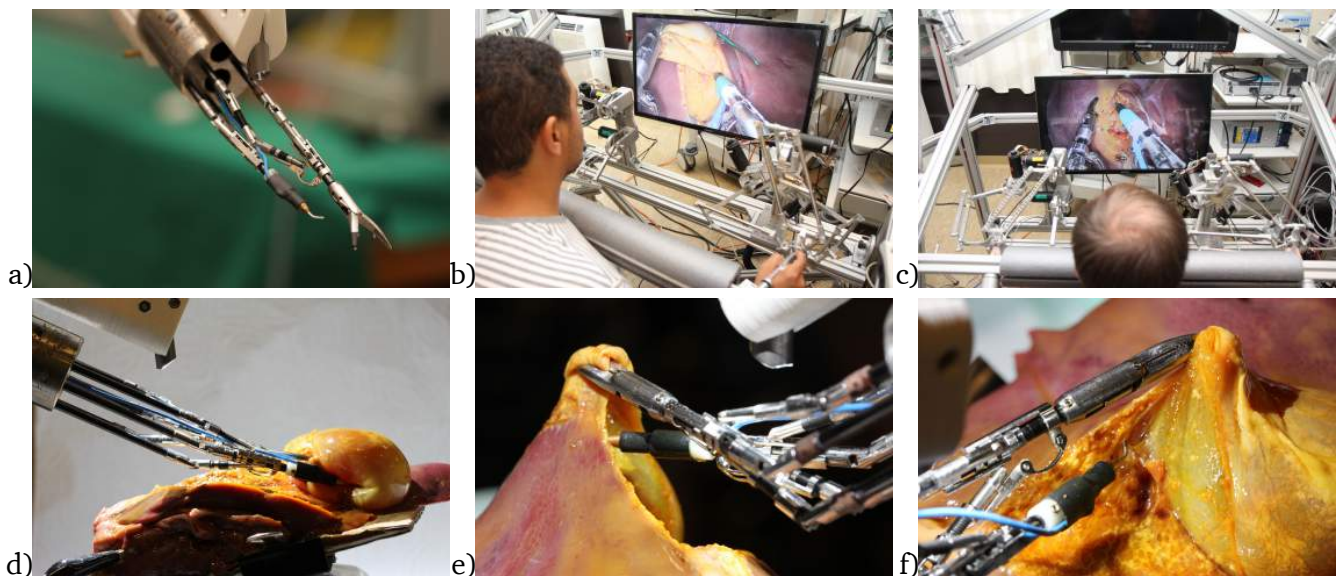


Abb. 9.8: Experimentelle Gallenblasenentfernung.

a) Anordnung der Endeffektorwerkzeuge. Atraumatische Fasszange am linken Endeffektor. Be-stromtes Häkchen für HF-Chirurgie am rechten Endeffektor. b) und c) Bediensituation und Über-blick der Bildgebung zur Steuerung des Endeffektors über die Bedieneinheit. d) Überblick über das experimentell geschaffene Operationsfeld. Teilabschnitt der Leber mit bereits teilresizierter Gallen-blase. e) und f) Visualisierung von Arbeitsabläufen und der Interaktion mit Gewebe im Detail.

In den Abbildungen 9.8 b) und c) wird die Bediensituation zur Steuerung des Single-Port-Roboters sowie der Blick des Operateurs auf das Operationsfeld veranschaulicht. Der Operateur steuert die Endeffektoren mit je einem Pistolengriff, wie unter Abschnitt 6.4.2 eingeführt. Da der

HF-Dissektor lediglich in seiner Position und rotierbar um die eigene Achse steuerbar ist, wird am Nutzerinterface der Freiheitsgrad Greifen abgeschaltet. Die Interaktion der Endeffektoren mit Leber und Galle ist in den Abbildungen 9.8 d), e) und f) verdeutlicht.

Die Cholezystektomie konnte in allen Fällen von den teilnehmenden Chirurgen bereits beim aller ersten Kontakt mit dem Robotersystem und ohne Training durchgeführt werden. Die intuitive Handhabbarkeit und Steuerbarkeit des Systems wurde in diesem Zusammenhang von den Ärzten hervorgehoben. Beim Umgang mit dem Robotersystem hoben die Ärzte vor allem auch die sehr präzise Steuerbarkeit der Endeffektoren sowie den großen zur Verfügung stehenden Arbeitsraum hervor.

Um Kollisionen der Manipulatoren und damit eine Beschädigung zu vermeiden, wurden alle Probanden gebeten, auf eine Überkreuzung der Manipulationsarme möglichst zu verzichten. Dies wurde von einigen Probanden als störend empfunden, da es nicht dem herkömmlichen Vorgehen in der laparoskopischen Chirurgie entspricht. Ärztliche Probanden, die in ihrem Alltag vorwiegend offen operieren, schienen hingegen kein Problem mit dem Überkreuzungsverbot zu haben.

9.6 Fazit

Anhand der durchgeführten Versuche kann abgeleitet werden, dass die in der Projektdefinition formulierten Ziele und Hypothesen grundsätzlich bestätigt werden können. Hierzu zählt zum Einen die objektiv gezeigte Steigerung der Präzision während einer Tastaufgabe im Vergleich zur herkömmlichen transanal-endoskopischen Operation. Die über die Bedieneinheit präzise Steuerbarkeit des Single-Port-Systems wurde während praktischer Versuche an tierischen Organen von Ärzten subjektiv bestätigt.

Zum Anderen konnte nachgewiesen werden, dass unter Ausnutzung von haptischem Feedback die aufgewandte Interaktionskraft des Roboters gesenkt werden kann. Eine weitere Analyse dieses Sachverhalts anhand von Interaktionsdaten während einer realistischen Anwendung an Gewebe sollte folgen. Ebenso sollte in weiterführenden Studien abgeleitet werden, in welchem Maß das haptische Feedback gegenüber den realen Interaktionskräften verstärkt werden muss, um ein für den Arzt möglichst intuitives Arbeiten zu ermöglichen und dabei die Endeffektorinteraktionskräfte zu minimieren.

Anhand von praktischen Versuchen im Bereich des Leitszenarios der transanalen Rektumresektion sowie der Gallenblasenentfernung konnte gezeigt werden, dass der zur Verfügung stehende Arbeitsraum und die zur Verfügungen stehenden Freiheitsgrade ausreichen, um erfolgreich Operationen an realen Organen durchführen zu können.

Die umfassende Analyse zur Anwendbarkeit des Robotersystems FLEXMIN im klinischen Umfeld wird in der Dissertation von M. BRAUN an der medizinischen Fakultät der Universität Tübingen durchgeführt.

10 Fazit und Ausblick

In diesem Kapitel wird abschließend ein Überblick über den erreichten Stand der Forschung und über zum Erkenntnisgewinn genutzte Methoden und Werkzeuge gegeben. Die kritische Auseinandersetzung mit den Ergebnissen und deren Bewertung ermöglicht die Ableitung von Forschungsfragestellungen zur weiteren Bearbeitung im Rahmen des Projektes FLEXMIN und ausblickend für mögliche zukünftige Forschungsprojekte.

10.1 Ergebnisse der Arbeit

Ausgehend von der Betrachtung des Stands der Technik haptischer Bediensysteme sowie den Anforderungen und Restriktionen eines neuartigen Teleoperationssystems für den Einsatz in der Single-Port-Chirurgie wurde eine haptische Bedieneinheit entwickelt und in das Gesamtsystem integriert. Basis der Entwicklung waren die abgeleiteten Forschungsfragestellungen, deren Lösung im Fokus dieser Arbeit standen:

- Die Analyse des Stands der Technik sowie die Ableitung von Defiziten.
- Die Ziel- und Anforderungsdefinition zur Entwicklung einer neuartigen, an den Einsatzzweck angepassten haptischen Bedieneinheit.
- Die Ableitung von Lösungskonzepten zur Umsetzung der Bedieneinheit und zur Sicherung des haptischen Feedbacks.
- Die Analyse von Methoden zur Darstellung haptischen Feedbacks sowie die Untersuchung von Möglichkeiten zu deren Kombination.
- Der Entwurf und die Realisierung der haptischen Bedieneinheit vor dem Hintergrund unterschiedlicher Vorgehensweisen und Entwurfsziele.
- Die Analyse von Messkonzepten zur Ableitung von Endeffektorinteraktionskräften.
- Die Erprobung und Validierung der erlangten Ergebnisse.

10.1.1 Vorgehensweise

Zunächst erfolgte die Analyse des Standes der Technik bei chirurgischen Teleoperationssystemen und haptischen Bedieneinheiten. Dabei lag der Schwerpunkt auf Systemen der Single-Port-Chirurgie. Aus der Betrachtung ergeben sich folgende wesentlichen Ergebnisse:

Die meisten Urheber der recherchierten Systeme propagieren den Einsatz haptischen Feedbacks

als gewinnbringend für den medizinischen Einsatz. Die wenigsten passen den Entwicklungsprozess ihres Systems an die Entwurfsgrundlagen zur Entwicklung haptischer Systeme an. In den meisten Fällen stehen Fragestellungen der Robotik im wissenschaftlichen Fokus der Arbeitsgruppen. Aufgrund dessen entstehen meist Single-Port-Systeme, deren Manipulatoren auf flexiblen Mechanismen basieren. Diese sind wegen ihrer mechanischen Eigenschaften, vor allem in Hinblick auf deren erreichbare Steifigkeit, für den Einsatz in einem haptischen System nur wenig geeignet sind.

Zur Steuerung der Systeme kommen vorwiegend kommerzielle haptische Systeme zum Einsatz, welche für den universellen Gebrauch entwickelt wurden. Die spezielle Anpassung der Bedieneinheit an das jeweilige Robotersystem und den Einsatzzweck finden nur selten statt. Die Mehrheit der eingesetzten Systeme basiert auf der Impedanzstruktur und weist in ihrer kinematischen Basis serielle oder mit der Deltakinematik eine Spezialform parallelkinematischer Mechanismen auf. Beim Einsatz der kommerziellen Systeme sind Schnittstellen und Systemkomponenten durch den Hersteller fest vorgegeben. Dies erschwert die Integration und Adaption auf ein angepasstes System und unterbindet die Forschung an Systemkomponenten und -parametern. Zur Beantwortung der abgeleiteten Forschungsfragestellungen war daher die Eigenentwicklung einer neuartigen Bedieneinheit Voraussetzung.

Aus diesen Erkenntnissen, der Berücksichtigung der Grundlagen der haptischen Teleoperation sowie den abgeleiteten Anforderungen und Restriktionen des konkreten Anwendungsfalls des chirurgischen Teleoperationssystems wurde die Systemstruktur der haptischen Bedieneinheit abgeleitet. Dabei wurden die drei unterschiedlichen Ansätze zur Darstellung haptischen Feedbacks,

- das kinästhetische Feedback
- das taktile Feedback, und
- das pseudo-haptische Feedback

sowohl im Einzelnen als auch in Kombination miteinander untersucht.

Ausgehend von grundsätzlichen Überlegungen zu diesen Darstellungsarten erfolgt deren Umsetzung und Evaluation im Probandentest. Diese Untersuchungen erfolgten mit speziellen Versuchsaufbauten und durch Integration der entwickelten Bedieneinheit in das Teleoperationssystem FLEXMIN. Ein Schwerpunkt liegt auf der Darstellungsmethode des pseudo-haptischen Feedbacks. Das Konzept der *Pseudo-Haptik* wird in dieser Arbeit zum ersten Mal auf die Teleoperation übertragen.

Ein extra Kapitel wurde der Kraftsensorik zur Messung von Interaktionskräften am Manipulator gewidmet. Nur durch die geeignete Integration speziell angepasster bzw. selbst entwickelter Sensoren kann ein leistungsfähiges haptisches Feedback gesichert werden.

Abschließend wird das neuartige Teleoperationssystem mit integrierter haptischer Bedieneinheit an speziellen Laborszenarien getestet und bewertet.

Im Einzelnen wurden die im Folgenden dargestellten wesentlichen Ergebnisse erarbeitet.

10.1.2 Haptische Bedieneinheit – Darstellung von kinästhetischem Feedback

Es wurden zwei Bedienelemente realisiert, welche, gemeinsam mit einem zur Bildgebung eingesetzten Monitor, zur gesamten Bedieneinheit integriert wurden (vgl. Abb. 6.33). Der Entwicklung der Bedieneinheit und aller dazugehörigen Komponenten liegt die durchgeführte Analyse zu Entwurfsgrundlagen und Anforderungen zu Grunde.

Um eine intuitive Bedienung zu gewährleisten, basiert die Struktur der Bedienelemente auf der Grundstruktur der kinematischen Hauptkette des Manipulators. Das Konzept der Bedienelemente beinhaltet den Einsatz passiver und aktiver kinematischer Komponenten. Der Mechanismus ist hybridkinematisch ausgeführt. Die aktiven Komponenten dienen zur Erzeugung der als haptisches Feedback ausgegebenen Signale. Die passiven Elemente erzeugen kinematische Zwangsbedingungen, welche eine automatische Koordinatenanpassung zwischen *Master* und *Slave* hervorrufen. Diese Zwangsbedingungen beschränken die an der Bedieneinheit zur Verfügung stehenden Freiheitsgrade auf die des Manipulators. Sowohl die Manipulatoren als auch die Bedienelemente bieten die vier in der Laparoskopie üblichen Freiheitsgrade. Damit ist eine direkte Abbildung der Bewegungen des Nutzers auf die Manipulationsarme des *Slaves* möglich. Die Notwendigkeit, Arbeitsräume und Bewegungen des Nutzers mithilfe von Software zu transformieren und abzubilden, besteht daher nicht.

Als aktive Systeme zur Darstellung von haptischem Feedback in räumlichen Koordinaten kommen in beiden Bedienelementen parallelkinematische Mechanismen zum Einsatz. Die beiden Bedienelemente zur Steuerung des rechten (*DELTA120*; vgl: Abb. 6.5) beziehungsweise linken Manipulators (*DELTA90*; vgl: Abb. 6.10) basieren auf einer so genannten *RUU-Struktur* und unterscheiden sich hinsichtlich ihrer geometrischen Ausgestaltung.

Die geometrischen Parameter der Struktur des deltakinematischen Mechanismus *DELTA120* ergeben sich aus der aus der Literatur bekannten Optimierung hinsichtlich des Übertragungsverhaltens im Arbeitsraum und dynamischer Aspekte. Die Struktur *DELTA90* ist stärker an den Einsatz in der anwendungsspezifisch entwickelten Bedieneinheit angepasst und stellt einen Kompromiss zwischen zur Verfügung stehendem Bauraum und dem Übertragungsverhalten des Mechanismus dar. Die angepasste Struktur der Kinematik *DELTA90* ermöglicht die Anordnung der Bedienelemente in der Art, dass mit den Händen eine triangulierende Arbeitsweise möglich wird. Somit werden Untersuchungen hinsichtlich der Ergonomie des Arbeitens mit der Bedieneinheit in variierenden Körperhaltungen und Handpositionen möglich.

Zur direkten Nutzerinteraktion werden in den passiven Teil des kinematischen Mechanismus speziell angepasste Nutzerinterfaces zur Steuerung der Freiheitsgrade Greifen und Drehen integriert. Hierzu zählen ein rein passives, *stiftförmiges Nutzerinterface*, welches zur Steuerung eines Elektroskalpells eingesetzt werden kann, eine *haptische Pinzette* sowie einen *Pistolengriff*. Die drei zur Verfügung stehenden Elemente können je nach gewünschtem Einsatzszenario und zu beantwortender Forschungsfragestellung frei ausgetauscht und eingesetzt werden. Die Elemente unterscheiden sich hinsichtlich ihrer zur Ausgabe von haptischem Feedback relevanten dynamischen Eigenschaften und hinsichtlich ihrer Handhabung. Zur Evaluation des Gesamtsystems in medizinischen Szenarien wurden aufgrund ihrer robusteren Konstruktion die entwickelten *Pis-*

tolengriffe zur Steuerung der Endeffektoren eingesetzt.

Entsprechend der Charakterisierung kann durch die deltakinematischen Mechanismen haptisches Feedback in den drei kartesischen Freiheitsgraden mit einer Kraft von bis zu 20 N in jedem Punkt und jede Richtung im definierten Arbeitsraum von $200 \cdot 200 \cdot 150 \text{ mm}^3$ ausgegeben werden. Das kinästhetische haptische Feedback steht im Frequenzbereich von DC bis ca. 50 Hz zur Verfügung. Die Messung an DELTA120 zeigt bei 10 Hz eine *z-width* von 20 dB. Die untere Grenze darstellbarer mechanischer Impedanzen liegt bei ca. 50 dB resp. 1 Ns/m.

Die Bedienelemente werden Impedanz-gesteuert betrieben. Die Entscheidung hierzu beruht auf der Annahme, dass mithilfe der eingesetzten Hardware die als haptisches Feedback auszugebenden Kräfte mit einer Auflösung eingestellt werden können, welche die Wahrnehmungsfähigkeit eines Menschen übersteigt. Diese Annahme konnte im Rahmen der Verifikation der Bedieneinheiten bestätigt werden.

Für die Weiterentwicklung der Bedieneinheit sowie für Folgearbeiten wird empfohlen, eine Impedanzregelung der Bedienelemente zu implementieren. Durch Einsatz der Impedanzregelung lassen sich passive dynamische Eigenschaften des kinematischen Mechanismus reduzieren und damit die untere Grenze zur Darstellung mechanischer Impedanzen senken. Hierdurch würde sich eine Optimierung der Bedieneinheit in Bezug auf die Darstellung sehr weichen Gewebes und für Freiraumbewegungen ergeben, was in einer Steigerung des zur Verfügung stehenden Impedanzbereiches (*z-width*) resultiert.

Mit den zuvor beschriebenen kinästhetischen Nutzerinterfaces lassen sich Greifkräfte von bis zu 6 N im Frequenzbereich DC bis ca. 100 Hz ausgegeben. Drehmomente um die Längsachse des Werkzeuges lassen sich mit Werten bis zu 200 mNm darstellen.

Die gesamte Bedieneinheit ist modular aufgebaut. Abstände, Höhen und Neigungen der einzelnen Bedienelemente lassen sich dadurch unabhängig voneinander frei einstellen. In Studien fortsetzender Arbeiten kann so eine Analyse ergonomischer Aspekte bei der Gestaltung der Bedieneinheit untersucht werden. Hierbei lässt sich verallgemeinernd ermitteln, welche Anordnung und Ausrichtung der Bedienelemente die geringste Fehlerzahl ermöglicht und die geringste Ermüdung beim Arbeiten hervorruft.

10.1.3 Pseudo-Haptisches Feedback in der Teleoperation

Als möglicher Ansatz zur Darbietung eines haptischen Eindrucks während der Teleoperation wurde pseudo-haptisches Feedback im Rahmen dieser Arbeit eingeführt. Im Vorfeld dieser Arbeit waren Ansätze zum Einsatz pseudo-haptischen Feedbacks nur aus Anwendungen in der virtuellen Realität bekannt.

Zur Darbietung pseudo-haptischen Feedbacks macht man sich die bewusst erzeugte Inkongruenz zwischen einem wahrgenommenen visuellen und haptischen Sinneseindruck zu Nutze. Sie führt zu einem für den Nutzer wahrnehmbaren kombinierten Sinneseindruck, bezüglich der von ihm durchgeführten Teleoperation. Hierbei wird zur Wahrnehmung des haptischen Reizes kein bewegliches Element und kein Aktor im betreffenden Freiheitsgrad der Bedieneinheit notwendig, was die konstruktiven Anforderungen an eine solche Bedieneinheit reduziert.

Im Rahmen der Arbeit wurden die Wirkmechanismen des pseudo-haptischen Feedbacks unter-

sucht und auf die Teleoperation angewandt. Einflussfaktoren auf die Qualität und Quantität des wahrgenommenen Sinneseindrucks wurden abgeleitet und diskutiert. Mit einem einachsigen Teleoperationssystem wurde eine technische Umsetzung der eingeführten Mechanismen des pseudo-haptischen Feedbacks gezeigt und für Versuche und Evaluationen ein Test-Setup zur Verfügung gestellt.

Unter Anwendung statistischer Methoden der Varianzanalyse wurden Versuchspläne zur Untersuchung des pseudo-haptischen Effekts anhand von Probandenstudien ausgearbeitet. Die durchgeführten Versuche betrafen dabei in einer *Vorstudie* zunächst die Analyse der prinzipiellen Einsetzbarkeit des Effekts in der Teleoperation. In der *Hauptstudie* wurden die Einflüsse unterschiedlicher Faktoren auf den Erfolg des pseudo-haptischen Feedbacks untersucht. Der Einfluss, den die Erfahrung im Umgang mit pseudo-haptischen Systemen hat, wurde in einer *Langzeitstudie* ermittelt.

In den Versuchen zeigt sich, dass der Berechnungsfaktor, der den direkten Zusammenhang zwischen der Greifkraft des Nutzers und der am Endeffektor wirkenden Interaktionskraft herstellt, den größten Einfluss auf den Erfolg des pseudo-haptischen Feedbacks hat. Durch die Wahl der Division wurde in den Versuchen die beste Anpassung an die physiologischen Gegebenheiten der menschlichen Wahrnehmung erreicht. Weitere betrachtete Einflussgrößen, wie Skalierungsfaktoren und die maximale Auslenkung des Endeffektors, zeigen einen kleinen Einfluss. Der betrachtete Greifkraft-Offset zeigt keinen Einfluss auf die Wahrnehmung des pseudo-haptischen Feedbacks.

Unter Verwendung des pseudo-haptischen Feedbacks lässt sich ein Informationstransfer von bis zu 2,45 bit erzielen, was in der Größenordnung dessen liegt, was zur Wahrnehmung in direktem Kontakt mit einer Nachgiebigkeit erzielt werden kann. Um die Wahrnehmung des pseudo-haptischen Feedbacks zu sichern, sollte die minimal zur Verfügung stehende Auslenkung des Endeffektors ca. 10 mm betragen. Durch ein etwa halbstündiges Training mit dem pseudo-haptischen Feedback über 10 Tage hinweg konnte eine Steigerung des erreichten Informationstransfers um etwa 60 % erreicht werden. Zum Einsatz pseudo-haptischen Feedbacks in späteren Anwendungen ist zu Beginn von Studien eine Trainingsphase über mehrere Tage einzuplanen. Die Herleitung der Prinzipien des pseudo-haptischen Effekts in der Teleoperation wurden universell für die Interaktion mit beliebigen Umgebungen durchgeführt. Die Analyse und Evaluation beschränkte sich jedoch auf die isolierte Darbietung sowie Wahrnehmung von Nachgiebigkeit. Auf den erreichten Stand aufbauende Untersuchungen sollten daher die pseudo-haptische Wahrnehmung von Massen und Reibungen betreffen sowie universell für beliebige Kombinationen von Materialeigenschaften durchgeführt werden.

Haptisches Feedback setzt sich aus einer Vielzahl material- und interaktionsabhängiger Frequenzen zusammen. Da im betreffenden Freiheitsgrad des Bedienelements kein Aktor zur aktiven Ausgabe haptischen Feedbacks zur Verfügung steht, ist nachfolgend zu untersuchen, ob pseudo-haptisch eine frequenzselektive Wahrnehmung stattfindet. Eine Obergrenze der frequenzselektiven Wahrnehmung ist bei 10 Hz zu erwarten. Dies entspricht der Grenze der menschlichen Fähigkeit zur bewussten Bewegung der Extremitäten.

Weitere Versuche sollten die kognitive Last des Nutzers während des Einsatzes pseudo-haptischen Feedbacks beurteilen. Diese können anhand von Konzentrationsübungen vor und

nach einer Teleoperationsaufgabe oder anhand eines subjektiven Eindrucks zur Ermüdung gemessen werden.

Um den Einfluss von Berechnungsfaktoren weiter zu untersuchen, sollten in zukünftigen Studien weitere Verkopplungsbeziehungen untersucht werden. Während sich aus den verwendeten Berechnungsvorschriften lineare und quadratische Zusammenhänge ergeben, könnte durch die Ausnutzung eines logarithmischen Zusammenhangs eine weitere Verstärkung des pseudo-haptischen Effekts erzielt werden.

Zur Überführung der gewonnenen Erkenntnisse auf das Teleoperationssystem FLEXMIN steht ein einsatzbereites Nutzerinterface zur Integration in das Bedienelement zur Verfügung (vgl. Abb. 6.26). Zur finalen Umsetzung des pseudo-haptischen Freiheitsgrades in FLEXMIN steht die Integration einer Greifkraftsensorik am Endeffektor des Manipulators in nachfolgenden Arbeitsschritten aus.

10.1.4 Kombination von Methoden zur Darbietung haptischen Feedbacks

Zur Darstellung des haptischen Feedbacks wurden innerhalb der Arbeit drei unterschiedliche Methoden verfolgt und untersucht. Dazu zählen die Darbietung *kinästhetischen Feedbacks*, *taktilen Feedbacks* sowie *pseudo-haptischen Feedbacks*. Die Kombination von unterschiedlichen Darstellungsmethoden haptischen Feedbacks führt dazu, alle wesentlichen haptischen Informationen einer Werkzeuginteraktion an den Nutzer übertragen zu können und dabei die Anforderungen an die eingesetzten Einzelkomponenten der Aktorik und Kinematik zu reduzieren.

Die drei betrachteten Varianten zeigen jeweils Bereiche, in denen sie zur Übertragung von haptischen Informationen besonders gut geeignet sind. Diese sind in Abbildung 10.1 gegenübergestellt.

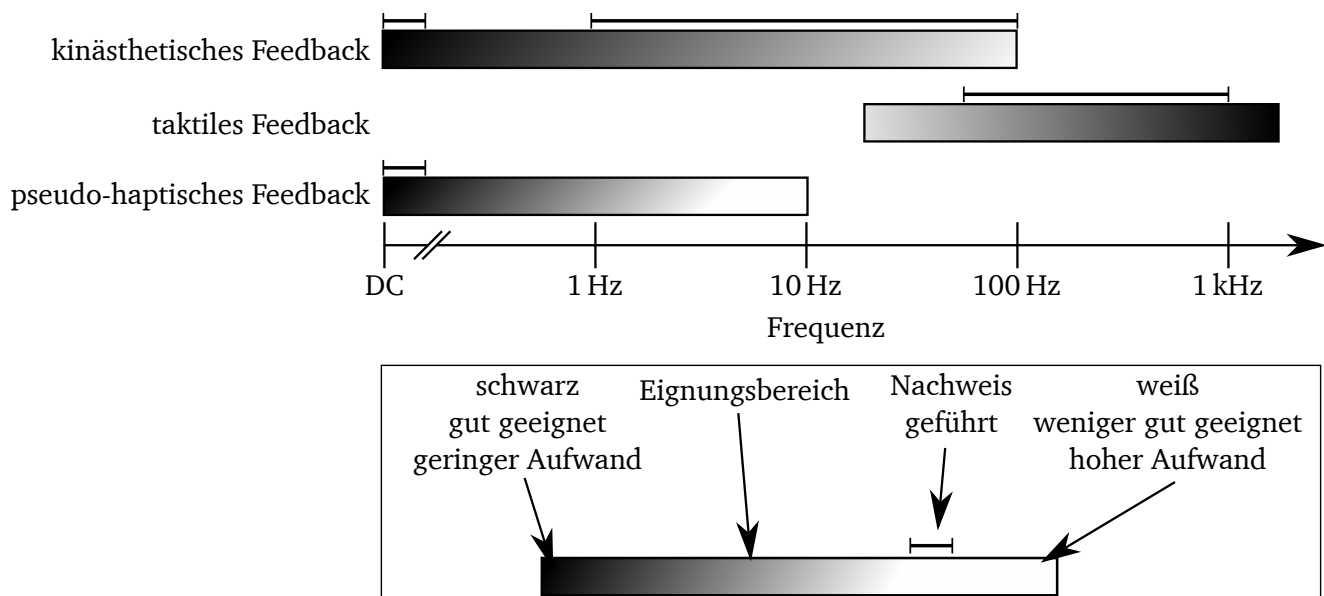


Abb. 10.1: Vergleich der drei Methoden „kinästhetisches Feedback“, „taktiler Feedback“ und „pseudo-haptischer Feedback“ und deren Einsatzbereiche.

Kinästhetisches Feedback eignet sich zur Darstellung von Kräften, die während einer Bewegung oder Interaktion auftreten. Dabei eignet sich der Einsatz dieser Methode vor allem zur Darstellung niederfrequenter Anteile der Interaktion, bei der große Bewegungsamplituden auftreten. Ab einer Frequenz von ca. 30 Hz ergibt sich ein fließender Übergang von der kinästhetischen Tiefensensibilität hin zur Mechanorezeption taktiler Reize. Diese ergibt sich, da der Körper bei steigender Frequenz nicht mehr in der Lage ist, der aus der Interaktion resultierenden Bewegung zu folgen. Zur Wahrnehmung stehen ab dieser Frequenz nur noch die Sinneszellen der Haut zur Verfügung.

Die in dieser Arbeit realisierten Aufbauten zur Darstellung kinästhetischen Feedbacks sind, abhängig vom betrachteten Freiheitsgrad, für den Frequenzbereich DC bis ca. 50 Hz bzw. 100 Hz nutzbar. Neben dem physiologisch begründeten Übergang des kinästhetischen Feedbacks zum taktilen ergibt sich die obere Grenze kinästhetisch darstellbarer Signale aus den Anforderungen an die verwendeten Aktoren und Mechanismen. Diese Anforderungen ergeben sich aus dem Kompromiss zwischen maximaler Dynamik, statisch darzustellender Kräfte und dem zur Verfügung stehenden Arbeitsraum.

Taktiler Feedback ist vor allem geeignet, um die hochfrequenten Anteile haptischer Interaktion darzustellen. Durch die Darstellung von hochfrequentem Feedback lassen sich nur Eigenschaften der Interaktion darstellen, nicht jedoch die Werkzeuginteraktion selbst. Dabei sind die hochfrequenten Anteile des Feedbacks bis ca. 1000 Hz vor allem für die feine Unterscheidung zwischen Materialien und zur Beurteilung deren Zustands notwendig. Im Bereich hoher Frequenzen sind maßgeblich die während der Interaktion wirkenden Beschleunigungen relevant. Die untere Grenze des vibrotaktilen Feedbacks ergibt sich aus der bei der Frequenz von 30 Hz bereits resultierenden Auslenkung, die den Übergang zum kinästhetischen Feedback darstellt. Die obere Grenze ergibt sich durch die Wahrnehmungsgrenze des Menschen. Das in der Arbeit zur Verfügung gestellte Nutzerinterface ist in der Lage, vibrotaktiler Feedback mit Beschleunigungsamplituden von bis zu 15 m/s^2 , im Frequenzbereich von (50 bis 1000) Hz darzustellen. Das vibrotaktile Feedback wird mithilfe eines Tauchspulaktors sehr effizient direkt an der Handfläche des Nutzers ausgegeben.

Pseudo-haptischer Feedback ist vor allem dazu geeignet, die niederfrequenten Eigenschaften einer Interaktion darzustellen. Die pseudo-haptische Wahrnehmungsgrenze wird aufgrund der Fähigkeit des Menschen zur Ausübung von Interaktionen bei ca. 10 Hz vermutet. Der Nachweis zur Funktionsfähigkeit pseudo-haptischen Feedbacks wurde innerhalb der Arbeit für quasistatische Signale nachgewiesen.

Während sich aus der zuvor angestellten Betrachtung ergibt, dass sowohl das kinästhetische als auch das pseudo-haptische Feedback sehr gut zur Darstellung von statischen und quasistatischen Reizen geeignet sind, eignet sich das vibrotaktile Feedback vor allem zur Darstellung hochfrequenter Reize. Die Kombination der Darstellungsmethoden und deren Betrieb in jeweils dem Bereich, in dem der Realisierungsaufwand minimal und der zu erwartende Erfolg maximal sind, erleichtert den Entwurf haptischer Systeme. Die Darstellung aller relevanten haptischen Informationen kann durch die Kombination gesichert oder sogar erweitert werden.

Die Kombination von kinästhetischem und vibrotaktiler Feedback wurde innerhalb der Arbeit umgesetzt. Die messtechnische Evaluation zeigt für das kombinierte System einen nahezu kon-

stanten Amplitudenfrequenzgang im analysierten Frequenzbereich zwischen 1 Hz und 1 kHz. Neben der Tatsache, dass durch die Kombination der Methoden der Entwurfs- und Realisierungsaufwand reduziert werden kann, ist die Validierung des Konzeptes mithilfe von Probandenversuchen durchzuführen. Hierzu empfiehlt es sich, die drei Methoden zur Darstellung haptischen Feedbacks zunächst einzeln in einer identischen Aufgabe auszuwerten und anschließend den Gewinn abzuleiten, der sich durch die Kombination der Feedback-Methoden ergibt.

10.1.5 Sensorik zur Messung von Endeffektorinteraktionen

Zur Darbietung haptischen Feedbacks während der Teleoperation ist die Messung von Kräften bezüglich der Endeffektorinteraktion unerlässlich. Hierzu wurde innerhalb der Arbeit eine Betrachtung möglicher Sensorprinzipien und Konzepte durchgeführt und diskutiert. In Anbetracht der erreichbaren Signalqualität zur Darbietung haptischen Feedbacks, stellt sich die Messung von Interaktionskräften direkt an der Spitze des Endeffektors oder im TCP des Manipulators als optimal heraus. Aufgrund der sich durch die Sensorintegration an diesen Stellen ergebenden Probleme hinsichtlich mechanischer Integration, elektrischer Kontaktierung und Sterilisierbarkeit werden alternative Sensorkonzepte abgeleitet und untersucht.

Im Rahmen des Projektes FLEXMIN wurden zwei Sensorkonzepte umgesetzt und verifiziert. Hierzu zählen die Ableitung von Endeffektorinteraktionskräften aus in der Antriebseinheit gemessenen Kraftsignalen und die Ableitung von Interaktionskräften auf Basis der Messung von Lagerreaktionskräften am Schaft des Single-Port-Systems. Beide Konzepte basieren auf einer Verteilung von Sensorelementen im Single-Port-Roboter bzw. dem parallelkinematischen Mechanismus. Die Verteilung der Sensorik und deren Verlagerung an Orte im Roboter, an denen zur Integration viel Platz zur Verfügung steht, erleichtert den Entwurf. Ebenso kann für den späteren Praxiseinsatz gewährleistet werden, dass die Manipulatoren rein passiv ausgeführt werden können und damit einfach austauschbar sind.

Die Messung der Interaktionskräfte durch Sensoren in der Antriebseinheit macht Konzepte zur Reduzierung des Einflusses von Lagerreibung auf das Messsignal notwendig. Durch das periodische Anregen der Schubstreben des Manipulators und die sich damit ergebende Mittelwertbildung der Reibkräfte wird die Reduzierung des Einflusses erreicht. Dieses Sensorkonzept weist nach experimenteller Evaluation eine Unsicherheit von etwa 5 % auf.

Der im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Lagerreaktionskraftsensor weist den Vorteil auf, dass die Ableitung der wirkenden Interaktionskräfte außerhalb des Kraftwirkungspfades des kinematischen Mechanismus erfolgt.

Während der Evaluation dieses Messkonzeptes konnte die prinzipielle Funktionsfähigkeit nachgewiesen werden. Erwartungsgemäß ist zu beobachten, dass die Empfindlichkeit des Sensors in Abhängigkeit der Kraftwirkungsrichtung am Endeffektor variiert. Die Quantifizierung der sich ergebenden Unsicherheit steht nachfolgend aus.

Die beiden realisierten Messkonzepte sollen nachfolgend für ihren praktischen Einsatz weiter optimiert werden. Hierdurch soll die Robustheit der Sensorsignale derart gesteigert werden, dass diese als Datenbasis für haptisches Feedback genutzt werden können. Für die praktische Anwendung in Probandenversuchen wird die Interaktionskraft zwischen Endeffektor und Um-

gebung mithilfe eines Sensors erfasst, welcher in der Umgebung platziert ist. Dies ermöglicht die Durchführung von Versuchen zur Beantwortung der abgeleiteten Forschungsfragestellungen hinsichtlich des Einsatzes haptischen Feedbacks. In der späteren medizinischen Anwendung ist der Einsatz des externen Sensors nicht möglich, was die Wichtigkeit der Eigenentwicklung einer integrierbaren Sensorik weiter unterstreicht.

Aufbauend auf die im Bereich Sensorik durchgeführten Untersuchungen können in zukünftigen Arbeiten Ansätze zur Sensorfusion betrachtet werden. Ansätze, um Kraft- und Beschleunigungssignale zu vereinen, wurden innerhalb dieser Arbeit bereits gezeigt. Der Mehrwert, der sich aus der Signalverarbeitung bei der Sensorfusion ergeben kann, ist weiter zu betrachten.

Neben der notwendigen Weiterentwicklung eines einsetzbaren Sensors sollte untersucht werden, welche Messsignale notwendig sind, um dem Arzt einen Informationsmehrwert zu gewähren. Eventuell ergibt sich durch die Ableitung unterschiedlicher Messgrößen sowie durch deren geschickte Verarbeitung ein haptisch darstellbares Signal, das zwar nicht der wahren Interaktion entspricht, dem Arzt jedoch einen Mehrwert während der Operation gewährt.

10.1.6 Validierung des Gesamtsystems FLEXMIN

Das Gesamtsystem wurde im Rahmen von Versuchen an organischen Präparaten im Praxiseinsatz getestet. Die Durchführung von mehreren Gallenblasenentfernungen an Schweinelebern, die Durchführbarkeit von Manövern im Schweinedarm sowie die Manipulation an Versuchsszenarien zeigen die Funktionsfähigkeit des Teleoperationssystems.

In Probandenstudien konnte nachgewiesen werden, dass die Präzision der Arbeit mit dem Robotersystem im Vergleich zur üblichen transanal endoskopischen Operation (TEO) um etwa den Faktor 5 verbessert werden konnte. Dies ergibt sich durch die günstigere Übersetzung der Nutzerbewegungen in das Operationsgebiet und durch die intuitive Steuerung des Roboters.

Der Einfluss haptischen Feedbacks auf die entstehenden Interaktionskräfte zwischen Manipulator und Umgebung wurden ebenfalls in einer Probandenstudie quantitativ untersucht. Dabei konnte gezeigt werden, dass die Interaktionskraft unter Verwendung von haptischem Feedback um 50 % sinkt. Hierdurch ist im medizinischen Praxiseinsatz mit einem reduzierten Trauma des manipulierten Gewebes zu rechnen. Während der Versuche erhielten die Probanden haptisch die wirkenden Interaktionskräfte messwertgetreu durch die Bedienelemente ausgegeben.

Folgende Studien sollen die Untersuchung von Verstärkungsfaktoren des haptischen Feedbacks betreffen, um ein für den Anwender optimalen Sinneseindruck zu gewähren. Hierzu kann man Probanden während einer Studie so lange den Kraftverstärkungsfaktor variieren lassen, bis für die jeweilige Person ein Optimum gefunden wurde. Ein ähnliches Vorgehen kann in weiteren Studien genutzt werden, um ein Optimum für die implementierten Übersetzungsverhältnisse für zurückgelegte Wege und Rotationen zwischen Bedieneinheit und Manipulator zu finden.

Alle weiteren Untersuchungen und Weiterentwicklungen am zur Verfügung gestellten System sollten immer hinsichtlich ihres Mehrwerts für den Nutzer des Systems und die jeweilige Anwendung durchgeführt werden.

10.2 Ausblick

Zum Abschluss dieser Arbeit stehen die wesentlichen Komponenten des Teleoperationsystems FLEXMIN funktionsfähig zur Verfügung. Hierzu zählen die Bedieneinheit mit zwei Bedienelementen zur Steuerung der beiden im Single-Port-Roboter integrierten Manipulatoren sowie ein Echtzeitrechnungssystem zur Steuerung des Systems. Die Einzelkomponenten des Teleoperationsystems wurden speziell mit Rücksicht auf ihren Einsatz als haptisches System entworfen. Der Entwicklung der haptischen Bedienelemente liegt die Analyse der drei Darstellungsmethoden *kinästhetisches haptisches Feedback*, *taktilen haptisches Feedback* sowie *pseudo-haptisches Feedback* zugrunde.

Mit den auf dieser Basis realisierten Nutzerinterfaces und Bedienelementen, zur Darbietung der unterschiedlichen Arten haptischen Feedbacks, steht somit ein Technologieträger zur Verfügung, dessen Schnittstellen für Erweiterungen offen und dokumentiert sind. Das System kann nachfolgend für Versuche zur haptischen Wahrnehmung uneingeschränkt genutzt werden. Im Einzelnen bietet sich die Untersuchung folgender Fragestellungen an:

- Die Analyse optimaler Übersetzungsverhältnisse der Nutzerinteraktion sowie die Ableitung optimaler Verstärkungsfaktoren haptischen Feedbacks. Neben den absoluten Verstärkungsfaktoren bietet sich hierbei auch die Untersuchung einer frequenzselektiven Verstärkung der Interaktionssignale an, um spezielle Eigenschaften der Interaktion explizit zu verstärken. Die Untersuchung sollte unter Berücksichtigung des Mehrwerts für den Arzt erfolgen. Dies gilt hinsichtlich wichtiger Fragestellungen zur Ergonomie der Bedienung und Interaktion sowie hinsichtlich des Mehrwerts der zusätzlichen Informationen für den Operationsverlauf.
- Die Analyse der Kombination der drei Methoden haptischen Feedbacks in medizinischen Laborversuchen zur Ableitung des Einflusses der jeweiligen Darstellungsmethode auf den Gesamterfolg einer Operation.
- Die Analyse von Algorithmen zur Aufteilung von Messsignalen der Interaktionsmessung auf die jeweilige aktive Komponente des Bedienelements. Dies erfordert zudem die weitere Auseinandersetzung mit den Mechanismen der haptischen Wahrnehmung, um die Aufteilung der Signale optimal an die Physiologie des Menschen anzupassen.
- Pseudo-haptisches Feedback wurde für seinen Einsatz im Freiheitsgrad Greifen unter Verwendung eines isometrischen Nutzerinterfaces eingeführt. Eine Überführung der Erkenntnisse auf weitere Freiheitsgrade der Bedieneinheit, auch unter Verwendung isotonischer Nutzerinterfaces, sollte durchgeführt werden. Hierfür kann das Übersetzungsverhältnis zwischen der Bewegung des Nutzers und der Auslenkung des Manipulators abhängig von wirkenden Interaktionskräften variiert werden. Der Nutzer erhält so den Eindruck, dass der Manipulator bei steigender Interaktionskraft seiner vorgegebenen Bewegung nicht mehr direkt folgt. Der Nutzer muss somit eine größere Bewegung ausführen, um die gewünschte Endeffektorauslenkung zu erzielen. Die Inkongruenz zwischen der vom Nutzer ausgeführ-

ten Bewegung und der resultierenden visuell wahrgenommenen Endeffektorinteraktion führt zu einem pseudo-haptischen Sinneseindruck.

- Eine zusätzliche Intensivierung des zuvor genannten Ansatzes kann durch die Kombination mit kinästhetischem Feedback innerhalb des gleichen Freiheitsgrades erreicht werden. Hierbei führt eine Steigerung der Interaktionskraft des Manipulators zu einem steigenden kinästhetischen Feedback. Gleichzeitig führt eine steigende Interaktionskraft am Manipulator zu einer Erhöhung der Untersetzung der Bewegungsübertragung. Dies wiederum führt dazu, dass bei haptischer Wahrnehmung einer steigenden Interaktionskraft die Präzision der Endeffektorinteraktion aufgrund der variierten Getriebeübersetzung steigt.
- Die Maximierung der haptischen Transparenz von Teleoperationssystemen zur möglichst informationsreichen Darbietung haptischen Feedbacks stand im Fokus dieser Arbeit. Mit maximaler Transparenz geht die direkte und dynamische Steuerbarkeit des Slaves einher. Es ist zu untersuchen ob es gewinnbringend ist, vom Ziel der haptischen Transparenz abzuweichen, um, durch bewusste Überlagerung der haptisch dargestellten Impedanz bzw. der Nutzerinteraktion mit einer konstanten Dämpfung, die Präzision und Steuerbarkeit des Systems zu erhöhen. Erste Ansätze zur Untersuchung dieses Zusammenhangs ohne haptisches Feedback zeigen den gewünschten Effekt [209].

Eine wesentliche Voraussetzung für die zukünftige Einsetzbarkeit des Teleoperationssystems FLEXMIN im medizinischen Umfeld ist die weitere Forschung auf dem Gebiet robuster Sensoren zur Messung der Endeffektorinteraktion. Hierzu können weitere der vorgestellten Konzepte umgesetzt werden, um auf Basis mehrerer Sensorkonzepte Daten zur Ableitung haptischer Informationen zu erhalten.

Grundsätzliche Fragestellungen zum Einsatz haptischen Feedbacks müssen zukünftig in Hinblick auf die Sicherstellung der regelungstechnischen Stabilität betrachtet werden. Dies stellt neben der Sterilisierbarkeit des Systems die wesentliche Herausforderung zur Erlangung der Zertifizierung eines haptischen Systems als Medizinprodukt dar.



Literaturverzeichnis

- [1] Kern, T. A. *Haptisches Assistenzsystem für diagnostische und therapeutische Katheterisierungen*. Dissertation. Technische Universität Darmstadt, 2006.
- [2] Rosen, J.; Hannaford, B. und Satava, R. M. *Surgical Robotics: Systems Applications and Visions*. Springer US, 2011.
- [3] Siciliano, B. und Khatib, O. *Springer Handbook of Robotics*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008.
- [4] Intuitive Surgical Inc. *Frequently asked Questions*. Daten: 11.2015, letzter Abruf 01.09.2016. url: <http://www.intuitive%20surgical.com>.
- [5] Matich, S. *Parallelkinematische Manipulatoren zum Einsatz in einem Teleoperationssystem für die Singleportchirurgie*. Dissertation. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, 2016, (unveröffentlicht).
- [6] Schmidt, R. F.; Lang, F. und Thews, G. *Physiologie des Menschen, mit Pathophysiologie*. Band 28. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York, 2005.
- [7] Hatzfeld, C. und Kern, T. A. *Engineering Haptic Devices: A Beginner's Guide, Second Edition*. Springer, Berlin Heidelberg, 2014.
- [8] Jones, L. A. und Lederman, S. J. *Human Hand Function*. Oxford University Press, 2006.
- [9] Brisben, A. J.; Hsiao, S. S. und Johnson, K. O. *Detection of Vibration Transmitted through an Object Grasped in the Hand*. In: „Journal of Neurophysiology“ 81.4 (1999), Seiten 1548–1558.
- [10] Hatzfeld, C. *Experimentelle Analyse der menschlichen Kraftwahrnehmung als ingenieurtechnische Entwurfsgrundlage für haptische Systeme*. Dissertation. Technische Universität Darmstadt, 2013.
- [11] Burdea, G. C.; Burdea, G. C. und Burdea, C. *Force and Touch Feedback for Virtual Reality*. Wiley New York, 1996.
- [12] Dargahi, J. und Najarian, S. *Human Tactile Perception as a Standard for Artificial Tactile Sensing—A Review*. In: „The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery“ 1.1 (2004), Seiten 23–35.
- [13] Howe, R. D. *Tactile Sensing and Control of Robotic Manipulation*. In: „Advanced Robotics“ 8.3 (1993), Seiten 245–261.
- [14] Dulbecco, R. u. a. *Encyclopedia of Human Biology*. Academic Press, 1991.
- [15] Bolanowski, S. J. *Information Processing Channels in the Sense of Touch*. In: „Somesthesia and the Neurobiology of the Somatosensory Cortex“. Franzén, O. , Johansson, R, Terenius, L., Editoren, Birkhäuser Verlag Basel/Switzerland, 1996, Seiten 49–58.

-
- [16] Bolanowski, S. J.; Gescheider, G. A.; Verrillo, R. T. und Checkosky, C. M. *Four Channels Mediate the Mechanical Aspects of Touch*. In: „The Journal of the Acoustical Society of America“ 84.5 (1988), Seiten 1680–1694.
- [17] Morioka, M. und Griffin, M. J. *Thresholds for the Perception of Hand-Transmitted Vibration: Dependence on Contact Area and Contact Location*. In: „Somatosensory & Motor Research“ 22.4 (2005), Seiten 281–297.
- [18] Dörrer, C. *Entwurf eines elektromechanischen Systems für flexibel konfigurierbare Eingabefelder mit haptischer Rückmeldung*. Dissertation. Technische Universität Darmstadt, 2003.
- [19] Acker, A. *Anwendungspotential von Telepräsenz- und Teleaktionssystemen für die Präzisionsmontage*. Dissertation. Technische Universität München, 2011.
- [20] Freyberger, F. *Gestaltung visuell-haptischer Telepräsenz- und Teleaktionssysteme mittels psychologischer Grundlagen*. Dissertation. Universität der Bundeswehr München, 2008.
- [21] Schrader, K. *Entwurf und Realisierung eines Ergonomie-Mock-Ups unter Verwendung von Methoden der virtuellen Realität*. Dissertation. Technische Universität Braunschweig, 2003.
- [22] Gescheider, G. A. *Psychophysics: The Fundamentals*. Band 3. Lawrence Erlbaum, 1997.
- [23] Weber, E. H. *Tastsinn und Gemeingefühl*. 149. W. Engelmann, 1905.
- [24] Gescheider, G. A. *Psychophysics: Method and Theory*. In: NY, USA: Halsted Press, 1976.
- [25] Gescheider, G. A.; Bolanowski, S. J. und Hardick, K. R. *The Frequency Selectivity of Information-Processing Channels in the Tactile Sensory System*. In: „Somatosensory & Motor Research“ 18.3 (2001), Seiten 191–201.
- [26] Landau, K. *Skriptum zur Vorlesung: Auslegung von Mensch-Maschine-Schnittstellen*. Institut für Arbeitswissenschaften, Technische Universität Darmstadt, 2002.
- [27] Brooks, T. L. *Telerobotic Response Requirements*. In: „IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 1990., Conference Proceedings.“ IEEE. 1990, Seiten 113–120.
- [28] Tan, H. Z.; Srinivasan, M. A.; Eberman, B. und Cheng, B. *Human Factors for the Design of Force-Reflecting Haptic Interfaces*. In: „Dynamic Systems and Control“ 55.1 (1994), Seiten 353–359.
- [29] Srinivasan, M. A. und Chen, J.-S. *Human Performance in Controlling Normal Forces of Contact with Rigid Objects*. In: „ASME DYN SYST CONTROL DIV PUBL DSC, ASME, NEW YORK, NY,(USA), 1993,“ 49 (1993), Seiten 119–125.
- [30] Mai, N.; Schreiber, P. und Hermsdörfer, J. *Changes in Perceived Finger Force Produced by Muscular Contractions under Isometric and Anisometric Conditions*. In: „Experimental Brain Research“ 84.2 (1991), Seiten 453–460.
- [31] Hasser, C. J. *Force-Reflecting Anthropomorphic Hand Masters*. Technischer Bericht. DTIC Document, 1995.

-
- [32] Kunesch, E.; Binkofski, F. und Freund, H.-J. *Invariant Temporal Characteristics of Manipulative Hand Movements*. In: „Experimental Brain Research“ 78.3 (1989), Seiten 539–546.
- [33] Neilson, PD. *Speed of Response or Bandwidth of Voluntary System Controlling Elbow Position in Intact Man*. In: „Medical and Biological Engineering“ 10.4 (1972), Seiten 450–459.
- [34] Cathers, I.; O'Dwyer, N. und Neilson, P. *Tracking Performance with Sinusoidal and Irregular Targets under Different Conditions of Peripheral Feedback*. In: „Experimental Brain Research“ 111.3 (1996), Seiten 437–446.
- [35] Wall, S. A. und Harwin, W. *A high Bandwidth Interface for Haptic Human Computer Interaction*. In: „Mechatronics“ 11.4 (2001), Seiten 371–387.
- [36] Safwat, B.; Su, E. LM; Gassert, R.; Teo, C. L. und Burdet, E. *The Role of Posture, Magnification, and Grip Force on Microscopic Accuracy*. In: „Annals of Biomedical Engineering“ 37.5 (2009), Seiten 997–1006.
- [37] Feix, T.; Pawlik, R.; Schmiedmayer, H.-B.; Romero, J. und Kragic, D. *A Comprehensive Grasp Taxonomy*. In: „Robotics, Science and Systems: Workshop on Understanding the Human Hand for Advancing Robotic Manipulation“. 2009, Seiten 2–3.
- [38] Bullinger, H.J. *Einflußfaktoren und Vorgehensweise bei der ergonomischen Arbeitsmittelgestaltung*. Habilitation. Universität Stuttgart, 1978.
- [39] Husty, M.; Karger, A.; Sachs, H. und Steinhilper, W. *Kinematik und Robotik*. Springer, Berlin Heidelberg, 1997.
- [40] Bleicher, F. *Parallelkinematische Werkzeugmaschinen*. NWV-Neuer Wiss. Verlag, Wien - Graz, 2003.
- [41] Kassner, S. *Haptische Mensch-Maschine-Schnittstelle für ein laparoskopisches Chirurgie-System*. Dissertation. Technische Universität Darmstadt, 2013.
- [42] Markert, R. *Strukturodynamik*. Vorlesungsskript, Fachgebiet Strukturodynamik, Technische Universität Darmstadt, 2012.
- [43] Adams, R. J. und Hannaford, B. *Control Law Design for Haptic Interfaces to Virtual Reality*. In: „IEEE Transactions on Control Systems Technology“ 10.1 (2002), Seiten 3–13.
- [44] Hashtrudi-Zaad, K. und Salcudean, S. E. *Analysis of Control Architectures for Teleoperation Systems with Impedance/Admittance Master and Slave Manipulators*. In: „The International Journal of Robotics Research“ 20.6 (2001), Seiten 419–445.
- [45] Huber, J. E.; Fleck, N. A. und Ashby, M. F. *The Selection of Mechanical Actuators Based on Performance Indices*. In: „Proceedings of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences“. Band 453. 1965. The Royal Society. 1997, Seiten 2185–2205.
- [46] Opitz, T. *Entwurf und Realisierung eines haptischen Assistenzsystems für Herzkatheteruntersuchungen*. Dissertation. Technische Universität Darmstadt, 2016.
-

-
- [47] Janocha, H. *Unkonventionelle Aktoren: Eine Einführung*. Oldenburg, München, 2013.
- [48] Ballas, R. G.; Pfeifer, G. und Werthschützky, R. *Elektromechanische Systeme der Mikro-technik und Mechatronik: Dynamischer Entwurf-Grundlagen und Anwendungen*. Springer Science & Business Media, Berlin Heidelberg, 2009.
- [49] Faulhaber. *Antriebssysteme*. Produktkatalog. Dr. Fritz Faulhaber GmbH, 2016.
- [50] Samur, E. *Systematic Evaluation Methodology and Performance Metrics for Haptic Interfaces*. Dissertation. Lausanne, Schweiz: EPFL, 2010.
- [51] Samur, E. *Performance Metrics for Haptic Interfaces*. Springer Science & Business Media, London, 2012.
- [52] Hannaford, B. *A Design Framework for Teleoperators with Kinesthetic Feedback*. In: „IEEE Transactions on Robotics and Automation“ 5.4 (1989), Seiten 426–434.
- [53] Hashtrudi-Zaad, K. und Salcudean, S. E. *Adaptive Transparent Impedance Reflecting Teleoperation*. In: „Proceedings of the 1996 IEEE International Conference on Robotics and Automation“. (Minneapolis). Band 2. IEEE. 1996, Seiten 1369–1374.
- [54] Hashtrudi-Zaad, K. und Salcudean, S. E. *Transparency in Time-Delayed Systems and the Effect of Local Force Feedback for Transparent Teleoperation*. In: „IEEE Transactions on Robotics and Automation“ 18.1 (2002), Seiten 108–114.
- [55] Lawrence, D. A. *Stability and Transparency in Bilateral Teleoperation*. In: „IEEE Transactions on Robotics and Automation“ 9.5 (1993), Seiten 624–637.
- [56] Lee, H.-K.; Shin, M. H. und Chung, M. J. *Adaptive Controller of Master-Slave Systems for Transparent Teleoperation*. In: „8th International Conference on Advanced Robotics, ICAR'97. Proceedings.“ (Monterey). IEEE. 1997, Seiten 1021–1026.
- [57] Raju, G. J.; Verghese, G. C. und Sheridan, T. *Design Issues in 2-Port Network Models of Bilateral Remote Manipulation*. In: „1989 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Proceedings“. IEEE. 1989, Seiten 1316–1321.
- [58] Salcudean, S. E.; Zhu, M.; Zhu, W.-H. und Hashtrudi-Zaad, K. *Transparent Bilateral Teleoperation under Position and Rate Control*. In: „The International Journal of Robotics Research“ 19.12 (2000), Seiten 1185–1202.
- [59] Colgate, E. und Brown, M. *Factors affecting the z-width of a haptic display*. In: „IEEE International Conference on Robotics and Automation, Proceedings.“ IEEE. 1994, Seiten 3205–3210.
- [60] Tavakoli, M.; Aziminejad, A.; Patel, R. V. und Moallem, M. *High-Fidelity Bilateral Teleoperation Systems and the Effect of Multimodal Haptics*. In: „IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics“ 37.6 (2007), Seiten 1512–1528.
- [61] Llewellyn, F.B. *Some Fundamental Properties of Transmission Systems*. In: „Proceedings of the IRE“. Band 40. 3. IEEE, 1952, Seiten 271–283.
- [62] Pott, P.P. und Schwarz, M. *State of the Art of Medical Robotics—Areas of Application*. In: „Jahrestagung der DGBMT“ 44 (2010).

-
- [63] Pott, P. P.; Scharf, H.-P. und Schwarz, M. *Today's State of the Art in Surgical Robotics*. In: „Computer Aided Surgery“ 10.2 (2005), Seiten 101–132.
- [64] Freschi, C.; Ferrari, V.; Melfi, F.; Ferrari, M.; Mosca, F. und Cuschieri, A. *Technical Review of the da Vinci Surgical Telem manipulator*. In: „The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery“ 9.4 (2013), Seiten 396–406.
- [65] Hayward, V.; Astley, O. R.; Cruz-Hernandez, M.; Grant, D. und Robles-De-La-Torre, G. *Haptic Interfaces and Devices*. In: „Sensor Review“ 24.1 (2004), Seiten 16–29.
- [66] Brouwer, I. *Haptic Interfaces*. Letzter Abruf: 13.07.2016. 2012. url: <http://www.bracina.com/haptichardware.html>.
- [67] Force Dimensions. *Datenblatt Omega 3*. 13.07.2016. url: www.forcedimension.com/downloads/specs/specsheet-omega.3.pdf.
- [68] SensAble technologies. *Specifications for the PHANTOM Desktop and PHANTOM Omni Haptic Devices*. Ref. 07/2009, Letzter Abruf 13.07.2016. url: www.dentsable.com/documents/documents/STI_Jan2009_DesktopOmniComparison_print.pdf.
- [69] Haption. *Datenblatt zu Virtuose 6D*. Letzter Abruf 13.07.2016. url: http://www.haption.com/site/pdf/Datasheet_Virtuose_6D.pdf.
- [70] Lambert, P. und Herder, J. *A Novel Parallel Haptic Device with 7 Degrees of Freedom*. In: „2015 IEEE World Haptics Conference (WHC)“. (Chicago). IEEE. 2015, Seiten 183–188.
- [71] Tadano, K. und Kawashima, K. *Development of a Master Slave System with Force Sensing using Pneumatic Servo System for Laparoscopic Surgery*. In: „Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation“. (Roma). IEEE. 2007, Seiten 947–952.
- [72] Gosselin, F.; Bidard, C. und Brisset, J. *Design of a High Fidelity Haptic Device for Tele-surgery*. In: „Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation“. (Barcelona). IEEE. 2005, Seiten 205–210.
- [73] Van der Linde, R. Q.; Lammertse, P.; Frederiksen, E. und Ruiter, B. *The HapticMaster, a new High-Performance Haptic Interface*. In: „Proceedings Eurohaptics“. (Edinburgh). 2002, Seiten 1–5.
- [74] Peer, A. und Buss, M. *A new Admittance-Type Haptic Interface for Bimanual Manipulations*. In: „IEEE/ASME Transactions on mechatronics“ 13.4 (2008), Seiten 416–428.
- [75] Ueberle, M.; Mock, N. und Buss, M. *Vishard10, a novel hyper-redundant haptic interface*. In: „Proceedings of the 12th International Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (HAPTICS'04)“. IEEE. 2004, Seiten 58–65.
- [76] Jürgens, B. *Recherche, Strukturierung und Analyse des Stands der Technik zu manuellen und robotergestützten Single-Port Systemen in der Chirurgie*. Bachelorarbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut EMK, 2016.
- [77] Blase, B. *Instrumente und Beleuchtungsmodule für ein minimal-invasives Telem manipulationsystem*. Dissertation. Technische Universität Berlin, 2015.

- [78] Schlegel, S. *Entwicklung der elektromechanischen Antriebseinheit für ein minimal-invasives Telechirurgiesystem*. Dissertation. Technische Universität Berlin, 2016.
- [79] Wang, Z.; Sun, Z. und Phee, S. J. *Haptic Feedback and Control of a Flexible Surgical Endoscopic Robot*. In: „Computer Methods and Programs in Biomedicine“. SI: Computer Assisted Tools for Medical Robotics 112.2 (2013), Seiten 260–271.
- [80] Phee, S. J.; Reddy, N.; Chiu, P. W. Y.; Rebala, P.; Rao, G. V.; Wang, Z.; Sun, Z.; Wong, J. Y. Y. und Ho, K.–Y. *Robot-Assisted Endoscopic Submucosal Dissection Is Effective in Treating Patients With Early-Stage Gastric Neoplasia*. In: „Clinical Gastroenterology and Hepatology“ 10.10 (2012), Seiten 1117–1121.
- [81] Sun, Z.; Wang, Z. und Phee, S. J. *Towards Haptics Enabled Surgical Robotic System for NOTES*. In: „2011 IEEE 5th International Conference on Robotics, Automation and Mechatronics (RAM)“. 2011, Seiten 229–233.
- [82] Phee, S. J.; Low, S. C.; Sun, Z. L.; Ho, K. Y.; Huang, W. M. und Thant, Z. M. *Robotic System for No-Scar Gastrointestinal Surgery*. en. In: „The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery“ 4.1 (2008), Seiten 15–22.
- [83] Spaun, G. O.; Zheng, B. und Swanström, L. L. *A Multitasking Platform for Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery (NOTES): A Benchtop Comparison of a New Device for Flexible Endoscopic Surgery and a Standard Dual-Channel Endoscope*. en. In: „Surgical Endoscopy“ 23.12 (2009), Seiten 2720–2727.
- [84] Medrobotics Inc. *FLEX Robotic System*. Letzter Abruf: 06.09.2016. url: [http : / / medrobotics.com/](http://medrobotics.com/).
- [85] Can, S.; Staub, C.; Knoll, A.; Fiolka, A.; Schneider, A. und Feussner, H. *Design, Development and Evaluation of a Highly Versatile Robot Platform for Minimally Invasive Single-Port Surgery*. In: „The Fourth IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics“. (Roma). IEEE. 2012, Seiten 817–822.
- [86] Can, S.; Jensen, B.; Dean-Leon, E.; Staub, C.; Knoll, A.; Fiolka, A.; Schneider, A.; Meining, A. und Feussner, H. *Kinematics, Control and Workspace Analysis of a Bowden Wire Actuated Manipulator for Minimally Invasive Single-Port Surgery*. In: „Proceedings of the 2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics“. (Guangzhou). IEEE. 2012, Seiten 848–853.
- [87] Ding, J.; Goldman, R. E.; Xu, K.; Allen, P. K.; Fowler, D. L. und Simaan, N. *Design and Coordination Kinematics of an Insertable Robotic Effectors Platform for Single-Port Access Surgery*. In: „IEEE/ASME Transactions on Mechatronics“ 18.5 (2013), Seiten 1612–1624.
- [88] Bajo, A.; Goldman, R. E.; Wang, L.; Fowler, D. und Simaan, N. *Integration and Preliminary Evaluation of an Insertable Robotic Effectors Platform for Single Port Access Surgery*. In: „2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation“. (Saint Paul). IEEE. 2012, Seiten 3381–3387.

-
- [89] Xu, K. und Zheng, X. *Configuration Comparison for Surgical Robotic Systems using a Single Access Port and Continuum Mechanisms*. In: „2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)“. (Saint Paul). IEEE. 2012, Seiten 3367–3374.
- [90] Simaan, N.; Xu, K.; Wei, W.; Kapoor, A.; Kazanzides, P.; Taylor, R. und Flint, P. *Design and Integration of a Telerobotic System for Minimally Invasive Surgery of the Throat*. In: „The International Journal of Robotics Research“ 28.9 (2009), Seiten 1134–1153.
- [91] Xu, K.; Goldman, R. E.; Ding, J.; Allen, P. K.; Fowler, D. L. und Simaan, N. *System Design of an Insertable Robotic Effector Platform for Single Port Access (SPA) Surgery*. In: „2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems“. (St. Louis). IEEE. 2009, Seiten 5546–5552.
- [92] Kobayashi, Y.; Sekiguchi, Y.; Noguchi, T.; Takahashi, Y.; Liu, Q.; Oguri, S.; Toyoda, K.; Uemura, M.; Ieiri, S.; Tomikawa, M.; Ohdaira, T.; Hashizume, M. und Fujie, M. G. *Development of a Robotic System with Six-Degrees-of-Freedom Robotic Tool Manipulators for Single-Port Surgery*. en. In: „The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery“ 11.2 (2015), Seiten 235–246.
- [93] Liu, Q.; Kobayashi, Y.; Zhang, B.; Ye, J.; Inko, E.; Cao, Y.; Sekiguchi, Y.; Cao, Q.; Hashizume, M. und Fujie, M. G. *Design of an Insertable Surgical Robot with multi-level endoscopic Control for Single Port Access Surgery*. In: „2013 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)“. (Shenzhen). IEEE. 2013, Seiten 750–755.
- [94] Liu, Q.; Kobayashi, Y.; Noguchi, T.; Inko, E.; Sekiguchi, Y.; Zhang, B.; Ye, J.; Toyoda, K.; Hashizume, M. und Fujie, M. G. *Development of a 6-DOF Manipulator Driven by Flexible Shaft for Minimally Invasive Surgical Application*. In: „2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)“. (Osaka). IEEE. 2013, Seiten 6261–6264.
- [95] Noguchi, T.; Kobayashi, Y.; Kawamura, K.; Watanabe, H.; Tomono, Y.; Sekiguchi, Y.; Seno, H.; Toyoda, K.; Hashizume, M. und Fujie, M. G. *Application of Control Modes of a Master Manipulator for a Robotic System to Assist with Single Port Endoscopic Surgery*. In: „2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems“. (Vilamoura). IEEE. 2012, Seiten 1270–1276.
- [96] Sekiguchi, Y.; Kobayashi, Y.; Tomono, Y.; Watanabe, H.; Toyoda, K.; Konishi, K.; Tomikawa, M.; Ieiri, S.; Tanoue, K.; Hashizume, M. u. a. *Development of a Tool Manipulator Driven by a Flexible Shaft for Single Port Endoscopic Surgery*. In: „Proceedings of the 2010 3rd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)“. (Tokyo). IEEE. 2010, Seiten 120–125.
- [97] Kobayashi, Y.; Sekiguchi, Y.; Tomono, Y.; Watanabe, H.; Toyoda, K.; Konishi, K.; Tomikawa, M.; Ieiri, S.; Tanoue, K.; Hashizume, M. u. a. *Design of a Surgical Robot with Dynamic Vision Field Control for Single Port Endoscopic Surgery*. In: „32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS“. (Buenos Aires). IEEE. 2010, Seiten 979–983.

-
- [98] Ishii, C. und Kobayashi, K. *Development of a New Bending Mechanism and its Application to Robotic Forceps Manipulator*. In: „Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation“. (Roma). IEEE. 2007, Seiten 238–243.
- [99] Cheon, B.; Gezgin, E.; Ji, D. K.; Tomikawa, M.; Hashizume, M.; Kim, H.-J. und Hong, J. *A Single Port Laparoscopic Surgery Robot with High Force Transmission and a Large Workspace*. In: „Surgical endoscopy“ 28.9 (2014), Seiten 2719–2729.
- [100] Ji, D.; Cheon, B.; Hashizume, M.; Tomikawa, M. und Hong, J. *Design of a Novel Single Incision Laparoscopic Surgery Robot with Increased Tissue Handling Force*. In: „International Conference on Intelligent Robotics and Applications“. Springer. 2013, Seiten 237–245.
- [101] Petroni, G.; Niccolini, M.; Menciassi, A.; Dario, P. und Cuschieri, A. *A Novel Intracorporeal Assembling Robotic System for Single-Port Laparoscopic Surgery*. In: „Surgical endoscopy“ 27.2 (2013), Seiten 665–670.
- [102] Niccolini, M.; Petroni, G.; Menciassi, A. und Dario, P. *Real-time Control Architecture of a novel Single-Port Laparoscopic Bimanual Robot (SPRINT)*. In: „2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)“. (Saint Paul). IEEE. 2012, Seiten 3395–3400.
- [103] Piccigallo, M.; Scarfogliero, U.; Quaglia, C.; Petroni, G.; Valdastri, P.; Menciassi, A. und Dario, P. *Design of a novel Bimanual Robotic System for Single-Port Laparoscopy*. In: „IEEE/ASME Transactions on Mechatronics“ 15.6 (2010), Seiten 871–878.
- [104] Lee, J.; Kim, J.; Lee, K.-K.; Hyung, S.; Kim, Y.-J.; Kwon, W.; Roh, K. und Choi, J.-Y. *Modeling and Control of Robotic Surgical Platform for Single-Port Access Surgery*. In: „2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2014)“. (Chicago). IEEE. 2014, Seiten 3489–3495.
- [105] Kim, Y.-J.; Cheng, S.; Kim, S. und Iagnemma, K. *A Stiffness-Adjustable Hyperredundant Manipulator using a Variable Neutral-Line Mechanism for Minimally Invasive Surgery*. In: „IEEE Transactions on Robotics“ 30.2 (2014), Seiten 382–395.
- [106] De Donno, A.; Zorn, L.; Zanne, P.; Nageotte, F. und Mathelin, M. de. *Introducing STRAS: A new Flexible Robotic System for Minimally Invasive Surgery*. In: „2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)“. (Karlsruhe). IEEE. 2013, Seiten 1213–1220.
- [107] De Donno, A.; Nageotte, F.; Zanne, P.; Zorn, L. und Mathelin, M. de. *Master/slave Control of Flexible Instruments for Minimally Invasive Surgery*. In: „2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems“. (Tokyo). IEEE. 2013, Seiten 483–489.
- [108] Xu, W.; Poon, C. Y.; Yam, Y. und Chiu, P. *Motion Compensated Controller for a Tendon-Sheath-Driven Flexible Endoscopic Robot*. In: „The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery“ (2016).
- [109] Xu, K.; Zhao, J. und Fu, M. *Development of the SJTU Unfoldable Robotic System (SURS) for Single Port Laparoscopy*. In: „IEEE/ASME Transactions on Mechatronics“ 20.5 (2015), Seiten 2133–2145.

-
- [110] Xu, K.; Dai, Z.; Zhao, J. und Mei, W. *Dexterity and Functionality Enhancement of the SJTU Unfoldable Robotic System*. In: „2015 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)“. (Busan). IEEE. 2015, Seiten 151–157.
- [111] Abbott, D. J.; Becke, C.; Rothstein, R. I. und Peine, W. J. *Design of an Endoluminal NOTES Robotic System*. In: „Proceedings of the 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems“. (San Diego). 2007, Seiten 410–416.
- [112] Lee, H. und Choi, Y. *Stackable 4-bar mechanisms and their robotic applications*. In: „2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)“. (Taipei). IEEE. 2010, Seiten 2792–2797.
- [113] Lee, H.; Choi, Y. und Yi, B.-J. *Stackable 4-BAR manipulators for single port access surgery*. In: „IEEE/ASME Transactions on Mechatronics“ 17.1 (2012), Seiten 157–166.
- [114] TITAN MEDICAL Inc. *SPORT Surgical System*. Letzter Abruf: 22.07.2016. url: <http://www.titanmedicalinc.com/technology/>.
- [115] Intuitive Surgical Inc. *Da Vinci SP*. Letzter Abruf 22.07.2016. url: <http://www.intuitive%20surgical.com>.
- [116] TransEnterix. *The Surgibot System*. Letzter Abruf am 22.07.2016. url: <http://www.transenterix.com/technology/surgibot/>.
- [117] Röse, A. *Parallelkinematische Mechanismen zum intrakorporalen Einsatz in der laparoskopischen Chirurgie*. Dissertation. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, 2011.
- [118] Rausch, J. *Entwicklung und Anwendung miniaturisierter piezoresistiver Dehnungsmesselemente*. Dissertation. Technische Universität Darmstadt, 2012.
- [119] Intuitive Surgical Inc. *Da Vinci Surgical System*. Letzter Abruf am 22.07.2016. url: <http://www.intuitive%20surgical.com>.
- [120] Kuchenbecker, K. J.; Gewirtz, J.; McMahan, W.; Standish, D.; Martin, P.; Bohren, J.; Mendoza, P. J. und Lee, D. I. *VerroTouch: High-Frequency Acceleration Feedback for Telerobotic Surgery*. In: „Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations“. Springer, 2010, Seiten 189–196.
- [121] McMahan, W.; Gewirtz, J.; Standish, D.; Martin, P.; Kunkel, J. A.; Lilavois, M.; Wedmid, A.; Lee, D. I. und Kuchenbecker, K. J. *Tool Contact Acceleration Feedback for Telerobotic Surgery*. In: „IEEE Transactions on Haptics“ 4.3 (2011), Seiten 210–220.
- [122] Tobergte, A.; Helmer, P.; Hagn, U.; Rouiller, P.; Thielmann, S.; Grange, S.; Albu-Schäffer, A.; Conti, F. und Hirzinger, G. *The sigma. 7 Haptic Interface for MiroSurge: A new Bi-Manual Surgical Console*. In: „2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)“. (San Francisco). IEEE. 2011, Seiten 3023–3030.
- [123] Kaatsch, P.; Spix, C.; Katalinc, A.; Hentschel, S.; Luttmann, S. und Stegmaier, C. *Krebs in Deutschland 2011/2012*. Beiträge zur Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Robert Koch-Institut und die Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V., 10. Ausgabe, 2015.

-
- [124] Buess, G.; Kipfmüller, K.; Hack, D.; Grüssner, R.; Heintz, A. und Junginger, T. *Technique of Transanal Endoscopic Microsurgery*. In: „Surgical Endoscopy“ 2.2 (1988), Seiten 71–75.
- [125] Buess, G.; Mentges, B.; Manncke, K.; Starlinger, M. und Becker, H.-D. *Technique and Results of Transanal Endoscopic Microsurgery in Early Rectal Cancer*. In: „The American Journal of Surgery“ 163.1 (1992), Seiten 63–70.
- [126] Mentges, B.; Buess, G.; Effinger, G.; Manncke, K. und Becker, HD. *Indications and Results of Local Treatment of Rectal Cancer*. In: „British Journal of Surgery“ 84.3 (1997), Seiten 348–351.
- [127] Bueß, G.; Hutterer, F.; Theiß, J.; Böbel, M.; Isselhard, W. und Pichelmaier, H. *Das System für die transanale endoskopische Rectumoperation*. In: „Der Chirurg“ 55 (1984), Seiten 677–680.
- [128] Bhattacharjee, H. K. *Development of a Novel Technique for Transanal Rectosigmoid Resection and Colo-Rectal Anastomosis*. Dissertation. Eberhard Karls Universität zu Tübingen, 2011.
- [131] Luczak, H. *Ergonomische Arbeitsgestaltung*. In: „Arbeitswissenschaft“. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, 1993.
- [132] Kirchner, J. *Mehrkriterielle Optimierung von parallelkinematiken*. Dissertation. Fraunhofer Institut Werkzeugmaschinen und Umformtechnik, 2001.
- [133] Stamper, R. E. *A Three Degree of Freedom Parallel Manipulator with only Translational Degrees of Freedom*. Dissertation. University of Maryland, 1997.
- [134] Merlet, J. *Parallel Robots*. Springer, New York, 2006.
- [135] Neugebauer, R.; Stoll, A.; Kirchner, J. und Ihlenfeldt, S. *Gestaltung, Bewertung und Einsatzerfahrungen von Parallelkinematiken*. In: „FTK 2000“. Springer, Berlin Heidelberg, 2000, Seiten 316–333.
- [136] Tsumaki, Y.; Naruse, H.; Nenchev, D. N. und Uchiyama, M. *Design of a Compact 6-DOF Haptic Interface*. In: „Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on Robotics & Automation“. (Leuven). Band 3. IEEE. 1998, Seiten 2580–2585.
- [137] Klare, S.; Peer, A. und Buss, M. *Development of a 3 DoF MR-Compatible Haptic interface for Pointing and Reaching Movements*. In: „Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations“. Springer, 2010, Seiten 211–218.
- [138] Clavel, R. *Device for the Movement and Positioning of an Element in Space*. US Patent 4,976,582. 12 11/1990.
- [139] Tsai, L.-W. und Joshi, S. *Kinematic Analysis of 3-DOF Position Mechanisms for Use in Hybrid Kinematic Machines*. In: „Journal of Mechanical Design“ 124.2 (2002), Seiten 245–253.
- [141] Wahle, M. und Corves, B. *Stiffness Analysis of Clavel’s DELTA Robot*. In: „Intelligent Robotics and Applications“. Springer, 2011, Seiten 240–249.
- [142] Werthschützky, R. *Mess- und Sensortechnik; Elektrisches Messen mechanischer Größen*. Skriptum zur Vorlesung. Technische Universität Darmstadt, 2008.

-
- [144] Landin, N.; Romano, J. M.; McMahan, W. und Kuchenbecker, K. J. *Dimensional Reduction of High-Frequency Accelerations for Haptic Rendering*. In: „Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations“. Springer, 2010, Seiten 79–86.
- [145] Morioka, M. und Griffin, M. J. *Absolute Thresholds for the Perception of Fore-And-Aft, Lateral, and Vertical Vibration at the Hand, the Seat, and the Foot*. In: „Journal of Sound and Vibration“ 314.1 (2008), Seiten 357–370.
- [146] Morioka, M. und Griffin, M. J. *Magnitude-Dependence of Equivalent Comfort Contours for Fore-And-Aft, Lateral and Vertical Whole-Body Vibration*. In: „Journal of Sound and Vibration“ 298.3 (2006), Seiten 755–772.
- [147] Morioka, M. und Griffin, M. J. *Perception Thresholds for Vertical Vibration at the Hand, Seat and Foot*. In: „Proceedings of the European Acoustic Association forum Acusticum“. (Budapest). 2005, Seiten 1577–1582.
- [149] VBG. *Bildschirm- und Büroarbeitsplätze - Leitfaden für die Gestaltung*. In: „DGUV Information 2015-410“ (2015).
- [150] Schmauder, M. und Spanner-Ulmer, B. *Ergonomie-Grundlagen zur Interaktion von Mensch, Technik und Organisation*. Carl Hanser Verlag, München, 2014.
- [151] Dörflinger, A. *Entwicklung eines telemedizinischen Eingabebereiches zur Steuerung eines telemedizinischen Endeffektors und Evaluation verschiedener Eingabehaltungen*. Dissertation. Eberhard Karls Universität zu Tübingen, 2016, (unveröffentlicht).
- [152] Lécuyer, A.; Cuquillart, S. und Coiffet, P. *Simulating Haptic Information with Haptic Illusions in Virtual Environments*. Technischer Bericht. The Hague: DTIC Document, 2000. The Netherlands.
- [153] Pusch, A. und Lécuyer, A. *Pseudo-haptics: From the Theoretical Foundations to Practical System Design Guidelines*. In: „Proceedings of the 13th International Conference on Multimodal Interfaces“. (Alicante). ACM. 2011, Seiten 57–64.
- [154] Aldridge, R. J.; Carr, K.; England, R.; Meech, J. F. und Solomonides, T. *Getting a Grasp on Virtual Reality*. In: „Conference Companion on Human Factors in Computing Systems“. ACM. 1996, Seiten 229–230.
- [155] Lécuyer, A. *Simulating Haptic Feedback using Vision: A Survey of Research and Applications of Pseudo-Haptic Feedback*. In: „Presence: Teleoperators and Virtual Environments“ 18.1 (2009), Seiten 39–53.
- [156] Lécuyer, A.; Coquillart, S.; Kheddar, A.; Richard, P. und Coiffet, P. *Pseudo-Haptic Feedback: Can Isometric Input Devices Simulate Force Feedback?* In: „Virtual Reality“. IEEE. 2000, Seiten 83–90.
- [157] Lécuyer, A.; Burkhardt, J.-M. und Tan, C.-H. *A Study of the Modification of the Speed and Size of the Cursor for Simulating Pseudo-Haptic Bumps and Holes*. In: „ACM Transactions on Applied Perception (TAP)“ 5.3 (2008), Seite 14.

-
- [158] Rodgers, M. E.; Mandryk, R. L. und Inkpen, K. M. *Smart Sticky Widgets: Pseudo-haptic Enhancements for Multi-Monitor Displays*. In: „Smart Graphics“. Springer. 2006, Seiten 194–205.
- [159] Zhai, S. *Investigation of Feel for 6-DOF Inputs: Isometric and Elastic Rate Control for Manipulation in 3D Environments*. In: „Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting“. Band 37. 4. SAGE Publications. 1993, Seiten 323–327.
- [160] Zhai, S. und Milgram, P. *Human Performance Evaluation of Manipulation Schemes in Virtual Environments*. In: „Virtual Reality Annual International Symposium“. IEEE. 1993, Seiten 155–161.
- [161] Tan, H. Z.; Pang, X. D. und Durlach, N. I. *Manual Resolution of Length, Force, and Compliance*. In: „Advances in Robotics“ 42 (1992), Seiten 13–18.
- [162] Pusch, A.; Martin, O. und Coquillart, S. *HEMP—Hand-Displacement-Based Pseudo-Haptics: A Study of a Force Field Application and a Behavioural Analysis*. In: „International Journal of Human-Computer Studies“ 67.3 (2009), Seiten 256–268.
- [163] Argelaguet, F.; Sato, T.; Duval, T.; Kitamura, Y. und Lécuyer, A. *Collaborative Pseudo-Haptics: Two-User Stiffness Discrimination Based on Visual Feedback*. In: „Haptics: Neuroscience, Devices, Modeling, and Applications“. Springer, 2014, Seiten 49–54.
- [164] Paljic, A.; Burkhardt, J-M und Coquillart, S. *Evaluation of pseudo-haptic feedback for Simulating Torque: A Comparison between Isometric and Elastic Input Devices*. In: „Proceedings of the 12th International Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (HAPTICS'04)“. IEEE. 2004, Seiten 216–223.
- [165] Dominjon, L.; Lécuyer, A.; Burkhardt, J.-M.; Richard, P. und Richir, S. *Influence of Control/Display Ratio on the Perception of Mass of Manipulated Objects in Virtual Environments*. In: „Proceedings of the IEEE Virtual Reality 2005 (VR'05)“. (Bonn). IEEE. 2005, Seiten 19–25.
- [166] Yamamoto, Y. und Nakakoji, K. *Designing Pseudo-Haptic Feedback Mechanisms for Communicating Weight in Decision Making Tasks*. In: „Proceedings of Shikakeology: Designing Triggers for Behavior Change, AAAI Spring Symposium“. (Palo Alto). 2013.
- [167] Ban, Y.; Kajinami, T.; Narumi, T.; Tanikawa, T. und Hirose, M. *Modifying an Identified Curved Surface Shape using Pseudo-Haptic Effect*. In: „Haptics Symposium (HAPTICS), 2012 IEEE“. (Vancouver). IEEE. 2012, Seiten 211–216.
- [168] Lécuyer, A.; Burkhardt, J.-M. und Etienne, L. *Feeling Bumps and Holes without a Haptic Hnterface: The Perception of Pseudo-Haptic Textures*. In: „Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems“. ACM. 2004, Seiten 239–246.
- [169] Argelaguet, F.; Jáuregui, D. A. G.; Marchal, M. und Lécuyer, A. *A Novel Approach for Pseudo-Haptic Textures Based on Curvature Information*. In: „Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication“. Springer, 2012, Seiten 1–12.

-
- [170] Hachisu, T.; Cirio, G.; Marchal, M.; Lécuyer, A. und Kajimoto, H. *Pseudo-haptic Feedback Augmented with Visual and Tactile Vibrations*. In: „2011 IEEE International Symposium on Virtual Reality Innovation (ISVRI)“. (Singapore). IEEE. 2011, Seiten 327–328.
- [171] Ammi, M.; Ladjal, H. und Ferreira, A. *Evaluation of 3D Pseudo-Haptic Rendering Using Vision for Cell Micromanipulation*. In: „Proceedings of the 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems“. (Beijing). IEEE. 2006, Seiten 2115–2120.
- [172] Tatezono, M.; Sato, K.; Minamizawa, K.; Nii, H.; Kawakami, N. und Tachi, S. *Effect of Haptic Feedback on Pseudo-Haptic Feedback for Arm Display*. In: „ICCAS-SICE, 2009“. IEEE. 2009, Seiten 4332–4337.
- [174] Jones, L. A. und Tan, H. Z. *Application of Psychophysical Techniques to Haptic Research*. In: „IEEE Transactions on Haptics“ 6.3 (2013), Seiten 268–284.
- [175] Sokolova, M. und Lapalme, G. *A Systematic Analysis of Performance Measures for Classification Tasks*. In: „Information Processing & Management“ 45.4 (2009), Seiten 427–437.
- [176] *ISO 9241: Ergonomics of Human System Interaction – Part 920: Guidance on Tactile and Haptic Interactions*. 2009.
- [177] Zheng, Y.-P.; Mak, A. FT und Lue, B. *Objective Assessment of Limb Tissue Elasticity: Development of a Manual Indentation Procedure*. In: „Journal of Rehabilitation Research and Development“ 36.2 (1999), Seiten 71–85.
- [178] Quastler, H. *Information Theory in Psychology, Problems and Methods*. The Free Press, Glencoe, IL, USA, 1955.
- [180] Kleppmann, W. *Taschenbuch Versuchsplanung, Produkte und Prozesse optimieren*. Band 4. überarbeitete Auflage. Hanser, Wien, 2006.
- [181] Ochs, S. und Melz, T. *Einführung in die statistische Versuchsplanung*. Skriptum. Technische Universität Darmstadt, 2014.
- [182] Höver, R.; Di Luca, M.; Székely, G. und Harders, M. *Computationally Efficient Techniques for Data-Driven Haptic Rendering*. In: „Third Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems“. (Salt Lake City). IEEE. 2009, Seiten 39–44.
- [183] Cholewiak, S.; Tan, H. Z.; Ebert, D. S. u. a. *Haptic Identification of Stiffness and Force Magnitude*. In: „Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator Systems 2008“. (Reno). IEEE. 2008, Seiten 87–91.
- [184] Field, A.; Miles, J. und Field, Z. *Discovering Statistics using R*. Sage Publications, London, 2012.
- [185] Leibowitz, N.; Baum, B.; Enden, G. und Karniel, A. *The Exponential Learning Equation as a Function of Successful Trials Results in Sigmoid Performance*. In: „Journal of Mathematical Psychology“ 54.3 (2010), Seiten 338–340.
- [186] Ritter, F. E. und Schooler, L. J. *The Learning Curve*. In: „International Encyclopedia of the Social and Behavioral Sciences“ 13 (2001), Seiten 8602–8605.
-

-
- [187] Diekelmann, S. und Born, J. *The Memory Function of Sleep*. In: „Nature Reviews Neuroscience“ 11.2 (2010), Seiten 114–126.
- [188] Reisinger, J.; Wild, J.; Mauter, G. und Bubb, H. *Haptical Feeling of Rotary Switches*. In: „Proceedings of EuroHaptics“. (Paris). Band 6. 2006, Seiten 49–55.
- [189] Rausch, J.; Röse, A.; Werthschützky, R. und Schlaak, HF. *INKOMAN-Analysis of Mechanical Behaviour of Liver Tissue during Intracorporal Interaction*. In: „Gemeinsame Jahrestagung der Deutschen, Österreichischen und Schweizerischen Gesellschaften für Biomedizinische Technik“ 6.9 (2006).
- [190] Brouwer, I.; Ustin, J.; Bentié, L.; Dhruv, A. und Tendick, F. *Measuring In Vivo Animal Soft Tissue Properties for Haptic Modeling in Surgical*. In: „Medicine Meets Virtual Reality“. Band 81. 2001, Seite 69.
- [192] Schostek, S.; Schurr, M. O. und Buess, G. F. *Review on Aspects of Artificial Tactile Feedback in Laparoscopic Surgery*. In: „Medical Engineering & Physics“ 31.8 (2009), Seiten 887–898.
- [193] Seibold, U.; Kübler, B. und Hirzinger, G. *Prototype of Instrument for Minimally Invasive Surgery with 6-Axis Force Sensing Capability*. In: „Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation (IROS)“. (Barcelona). 2005, Seiten 498–503.
- [194] Peirs, J.; Clijnen, J.; Reynaerts, D.; Van Brussel, H.; Herijgers, P.; Corteville, B. und Boone, S. *A Micro Optical Force Sensor for Force Feedback during Minimally Invasive Robotic Surgery*. In: „Sensors and Actuators A: Physical“ 115.2 (2004), Seiten 447–455.
- [195] Puangmali, P.; Liu, H.; Seneviratne, L. D.; Dasgupta, P. und Althoefer, K. *Miniature 3-Axis Distal Force Sensor for Minimally Invasive Surgical Palpation*. In: „IEEE/ASME Transactions on Mechatronics“ 17.4 (2012), Seiten 646–656.
- [196] ATI Industrial Automation, Inc. *6 DOF Sensor ATI nano 17*. Abruf: 03.03.2016. url: <http://www.ati-ia.com>.
- [198] Baki, P.; Székely, G. und Kósa, G. *Design and Characterization of a Novel, Robust, Tri-Axial Force Sensor*. In: „Sensors and Actuators A: Physical“ 192 (2013), Seiten 101–110.
- [199] ME-Meßsysteme, GmbH. *Kraftsensor KM10z*. Abruf: 03.03.2016. url: <https://www.me-systeme.de/sensorik/kraftsensoren/km10z.html>.
- [201] Freund, D. *Sterilisierbare Sensorschnittstelle für einen haptischen Chirurgieroboter*. Bachelorarbeit. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, 2014.
- [202] Kumar, V. C. und Hutchings, I. M. *Reduction of the Sliding Friction of Metals by the Application of Longitudinal or Transverse Ultrasonic Vibration*. In: „Tribology International“ 37.10 (2004), Seiten 833–840.
- [203] Pohlman, R. und Lehfelddt, E. *Influence of Ultrasonic Vibration on Metallic Friction*. In: „Ultrasonics“ 4.4 (1966), Seiten 178–185.

-
- [204] Tsai, CC und Tseng, CH. *The Effect of Friction Reduction in the Presence of In-Plane Vibrations*. In: „Archive of Applied Mechanics“ 75.2-3 (2006), Seiten 164–176.
- [206] Oddo, C. M.; Valdastrì, P.; Beccai, L.; Roccella, S.; Carrozza, M. C. und Dario, P. *Investigation on Calibration Methods for Multi-Axis, Linear and Redundant Force Sensors*. In: „Measurement Science and Technology“ 18.3 (2007), Seite 623.
- [207] Pott, P.; Matich, S.; Neupert, C.; Kirschniak, A.; Werthschützky, R. und Schlaak, H.F. *Zwischenbericht: Projekt FLEXMIN*. 2014.
- [209] Crommentuijn, K. und Hermes, D. J. *The Effect of Damping in an Input Device on Human Positioning Performance*. In: „International Conference on Human-Computer Interaction“. Springer. Springer, 2011, Seiten 330–334.



Eigene Veröffentlichungen und betreute Arbeiten

Zeitschriften- und Buchbeiträge, Patente

- [173] Neupert, C.; Matich, S. und Hatzfeld, C. *Teleoperationssystem mit intrinsischem haptischen Feedback durch dynamische Kennlinienanpassung für Greifkraft und Endeffektorkoordination*. 2015011915374800DE, angemeldetes Patent. 2015.
- [210] Neupert, C.; Matich, S.; Scherping, N.; Kupnik, M.; Werthschutzky, R. und Hatzfeld, C. *Pseudo-Haptic Feedback in Teleoperation*. In: „IEEE Transactions on Haptics“ 9.3 (2016), Seiten 397–408.
- [223] Neupert, C.; Matich, S.; Pott, P. P.; Hatzfeld, C. und Werthschutzky, C. *Pseudo-Haptic Feedback in Medical Teleoperation*. In: „Current Directions in Biomedical Engineering“ 1.1 (2015), Seiten 160–163.
- [229] Neupert, C. und Hatzfeld, C. *Evaluation of Haptic Devices*. In: „Engineering Haptic Devices, A Beginner’s Guide, Second Edition“. Herausgegeben von Hatzfeld, C. und Kern, T.A. Springer, Berlin Heidelberg, 2014.

Konferenzbeiträge

- [129] Matich, S.; Neupert, C.; Schlaak, H. F. und Pott, P. P. *Design of a Drive Unit for a new Single Port Surgical Robot with 12 Degrees of Freedom*. In: „Proceedings of Innovative small Drives and Micro-Motor Systems“. (Köln). 2015.
- [130] Matich, S.; Neupert, C.; Kirschniak, A.; Schlaak, H. F. und Pott, P. P. *A new Single-Port Robotic System based on a Parallel Kinematic Structure*. In: „IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems“. (Hamburg). 2015.
- [200] Matich, S.; Neupert, C.; Kirschniak, A.; Schlaak, H. F. und Pott, P. P. *3-D Force Measurement using Single Axis Force Sensors in a new Single Port Parallel Kinematics Surgical Manipulator*. In: „IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems“. (Daejeon). 2016.
- [208] Braun, M.; Neupert, C.; Matich, S.; Werthschutzky, R.; Schlaak, H. F.; Kunert, W. und Kirschniak, A. *Relevance of Haptic Feedback in Robotic Surgery – Prospective Randomized Trial on Students*. Unveröffentlichtes Manuskript. 2016.
- [211] Neupert, C.; Kirthivasan, S.; Kassner, S. und Werthschutzky, R. *Messtechnische Charakterisierung eines netzwerkgestützten Gewebemodells*. In: „Tagung der Deutschen Arbeitsgemeinschaft für Akustik (DAGA)“. (Darmstadt). 2012.

-
- [212] Opitz, T.; Neupert, C. und Werthschützky, R. *Development of a Haptic Assistive System for Force Transmission onto a Guide Wire*. In: „Actuator - 13th International Conference on New Actuators 2012“. Proceedings. (Hannover). 2012, Seiten 620–623.
- [213] Hatzfeld, C.; Kassner, S.; Meiß, T.; Mößinger, H.; Neupert, C.; Pott, P. P.; Rausch, J.; Rossner, T.; Staab, M. und Werthschützky, R. *Perception-Inspired Haptic Force Sensor—A Concept Study*. In: „Proceedings of XXVI. Euroensors Conference“. (Tampere). Band 47. Elsevier, 2012, Seiten 112–115.
- [214] Hatzfeld, C.; Kern, T. A.; Neupert, C.; Lotichius, J. und Werthschützky, R. *Network Representation of User's Mechanical Impedance as Design and Evaluation Basis for Task-Specific Haptic Systems*. In: „Sensor 2013“. (Nürnberg). 2013.
- [215] Matich, S.; Neupert, C.; Kirschniak, A.; Werthschützky, R.; Schlaak, H. F. und Pott, P. P. *Teleoperation system with haptic feedback for single incision surgery—concept and system design*. In: „Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)“. (Heidelberg). 2013.
- [216] Opitz, T.; Neupert, C.; Stefanova, N.; Rossner, T. und Werthschützky, R. *Miniaturized Haptic User-Interface for Heart Catheterizations – Concept and Design*. In: „Dreiländertagung der Deutschen, Schweizerischen und Österreichischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik (DGBMT)“. (Graz). 2013.
- [217] Matich, S.; Neupert, C.; Kirschniak, A.; Pott, P. P.; Werthschützky, R. und F., Schlaak H. *A new 4 DOF Parallel Kinematic Structure for Use in a Single Port Robotic Instrument with Haptic Feedback*. In: „Dreiländertagung der Deutschen, Schweizerischen und Österreichischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik, BMT 2013“. (Graz). 2013.
- [218] Hatzfeld, C.; Neupert, C. und Werthschützky, R. *Systematic Consideration of Haptic Perception in the Design of Task-Specific Haptic Systems*. In: „Dreiländertagung der Deutschen, Schweizerischen und Österreichischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik, BMT 2013“. (Graz). 2013.
- [219] Neupert, C.; Klug, C.; Matich, S.; Kirschniak, A.; Pott, P. P.; Schlaak, H. F. und Werthschützky, R. *New Device for Ergonomic Control of a Surgical Robot with 4 DOF Including Haptic Feedback*. In: „Dreiländertagung der Deutschen, Schweizerischen und Österreichischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik, BMT 2013“. Proceedings. (Graz). Band 58. 2013.
- [220] Neupert, C.; Matich, S.; Kirschniak, A.; Werthschützky, R.; Schlaak, H. F. und Pott, P. P. *Single-Port Robotik mit haptischem Feedback zur Verbesserung der Patientensicherheit*. In: „Gemeinsamer Kongress für Patientensicherheit“. (Hamburg). Hamburg, 2014.
- [221] Neupert, C.; Matich, S.; Hatzfeld, C.; Kupnik, M. und Werthschützky, R. *Investigation of the Usability of Pseudo-Haptic Feedback in Teleoperation*. In: „2015 IEEE World Haptics Conference (WHC)“. (Chicago). 2015.
- [222] Neupert, C.; Matich, S.; Klug, F.; Kirschniak, A.; Pott, P. P. und Werthschützky, R. *Haptic User Interface for a Telerobotic System—Design based on a Network Model*. In: „9th IFAC Symposium on Biological and Medical Systems BMS 2015“. (Berlin). Band 48. 20. Elsevier, 2015, Seiten 201–206.

-
-
- [224] Neupert, C.; Matich, S.; Pott, P. P. und Werthschützky, R. *Haptic User Interface for Telero-
botic Surgery System*. In: „49th Annual Conference of the German Society for Biomedical
Engineering“. (Lübeck). 2015.
- [225] Matich, S.; Neupert, C.; Schlaak, H. F. und Pott, P. P. *A Single Port Robotic System for
Transanal Surgery*. In: „49th annual conference of the German Society for Biomedical
Engineering“. (Lübeck). 2015.
- [226] Neupert, C.; Thiem, D.; Matich, S.; Werthschützky, R. und Hatzfeld, C. *User-Interface for
Teleoperation with Mixed-Signal Haptic Feedback*. In: „Eurohaptics Conference“. Work in
Progress. (London). 2016.
- [227] Matich, S.; Neupert, C.; Schlaak, H. F. und Pott, P. P. *A Single Port Robot with Parallel
Manipulators, Latest Results*. In: „Dreiländertagung der Deutschen, Schweizerischen und
Österreichischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik, BMT 2016“. Proceedings.
(Basel). 2016.
- [228] Neupert, C.; Matich, S.; Hatzfeld, C.; Pott, P. P. und Werthschützky, R. *Design of a Haptic
Human-Machine-Interface for Bimanual Control of a Surgical Robot*. In: „Dreiländertagung
der Deutschen, Schweizerischen und Österreichischen Gesellschaft für Biomedizinische
Technik, BMT 2016“. (Basel). 2016.

Abschlussarbeiten

- [140] Polzin, J. *Entwurf einer Deltakinematik als angepasste Struktur für die haptische Bedien-
einheit eines Chirurgieroboters*. Bachelorarbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut
für Elektromechanische Konstruktionen, 2013.
- [143] Klug, F. *Force Feedback Nutzerinterface mit zwei Freiheitsgraden zum Einsatz in einem Tele-
operationssystem*. Bachelorarbeit. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Tech-
nische Universität Darmstadt, 2013.
- [148] Thiem, D. *Kombination von Kraft- und Beschleunigungssignalen zur Darstellung von hap-
tischem Feedback in medizinischen Teleoperationssystemen*. Masterarbeit. Institut für Elek-
tromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, 2016.
- [179] Scherping, N. *Analyse der Leistungsfähigkeit von pseudo-haptischem Feedback zur Darstel-
lung von Nachgiebigkeiten*. Bachelorarbeit. Institut für Elektromechanische Konstruktio-
nen, Technische Universität Darmstadt, 2015.
- [191] Birkenbach, S. *Nutzerinterface zur Steuerung eines chirurgieroboters mit optimierter Dar-
stellung von hochfrequenten Signalkomponenten*. Bachelorarbeit. Institut für Elektrome-
chanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, 2014.
- [197] Sacakli, A. K. *Entwicklung eines strukturintegrierten Kraftsensors für haptische Assis-
tenzsysteme*. Bachelorarbeit. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische
Universität Darmstadt, 2013.

-
- [205] Bartenschlager, M. *Entwicklung eines Sensors zur Messung von Lagerreaktionskräften für parallelkinematische Mechanismen*. Bachelorarbeit. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, 2015.
- [230] Hnaien, F. *Vergleich zweier einachsiger Teleoperationssysteme zur Darbietung von haptischem Feedback während einer Greifaufgabe*. Masterarbeit. Technische Universität Darmstadt, 2014.
- [231] Dorsch, S. *Analyse des Einflusses von chirurgischen Handschuhen auf die haptische Wahrnehmung*. Bachelorarbeit. Technische Universität Darmstadt, 2015.
- [232] Freund, D. *Maschinelles Handling von Dehnungsmessstreifen für die Präzisionsmontage*. Masterarbeit. Technische Universität Darmstadt, 2015.
- [233] Neupert, C. *Universeller Messplatz zur Messung der Mechanischen Impedanz*. Studienarbeit. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, 2010.
- [234] Neupert, C. *Entwicklung eines haptischen Displays mit zwei Freiheitsgraden für medizintechnische Anwendungen*. Diplomarbeit. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, 2011.

Projektarbeiten

- [235] Fritzsche, T. und Hooge, A. *Design of Experiments for a Teleoperation System using Pseudo-Haptic Feedback with a Gripping Interface*. Seminararbeit: Ausgewählte Kapitel der Mess- und Sensortechnik. Technische Universität Darmstadt, 2015.
- [236] Klug, F.; Bilz, J.; Kamolwat, A. und Naidandorj, K. *Aufbau eines Demonstrators für haptische Teleoperationssysteme*. Seminararbeit: Praktische Entwicklungsmethodik (PEM). Technische Universität Darmstadt, 2013.
- [237] Schäfer, N.; Latsch, B.; Chadda, R.; Asmus, A. und Namyslo, S. *Einachsiges Teleoperationssystem zur Evaluierung von Regelalgorithmen*. Seminararbeit: Praktische Entwicklungsmethodik (PEM). Technische Universität Darmstadt, 2015.

Abbildungsverzeichnis

1.1	Grundlegendes Schema eines Teleoperationssystems.	2
2.1	Schematische Darstellung der in der Haut befindlichen Mechanorezeptoren. . . .	6
2.2	Räumliches Auflösungsvermögen und Dichte von Mechanorezeptoren.	7
2.3	Frequenzabhängigkeit der Wahrnehmungsschwelle von Auslenkungen.	10
2.4	Maximal mögliche Gelenkstellungen der menschlichen Hand.	11
2.5	Systematik der Griffarten aufgeteilt nach den Arten der Interaktion.	13
2.6	Drei Typen kinematischer Strukturen.	14
2.7	Blockschaltbild eines impedanzgesteuerten Bedienelements	19
2.8	Blockschaltbild eines impedanzgeregelten Bedienelements	19
2.9	Blockschaltbild eines admittanzgeregelten Bedienelements	20
2.10	Charakteristische Eigenschaften elektromechanischer Wandlungsprinzipien. . . .	21
2.11	Grundsätzliche Bauformen elektrodynamischer Wandler.	22
2.12	Ausführungen rotatorisch wirkender elektrodynamischer Aktoren.	22
2.13	Mechanische Zweitordarstellung eines haptischen Teleoperationssystems	24
2.14	Exemplarische Darstellung der <i>z-Width</i> eines haptischen Systems.	26
3.1	Beispiele kommerziell erhältlicher haptischer Systeme für den universellen Einsatz.	30
3.2	Beispiele haptischer Systeme aus dem Stand der Forschung.	32
3.3	Beispiele haptischer Systeme basierend auf der admittanzgeregelten Systemstruktur.	33
3.4	Kommerzielle Eingabegeräte zur Steuerung von Single-Port-Chirurgierobotern. . .	35
3.5	Angepasste kommerzielle Systeme zur Steuerung von Single-Port-Chirurgierobotern.	36
3.6	Für die jeweiligen Single-Port-Roboter spezifisch entwickelte Eingabegeräte. . . .	37
3.7	Intrakorporaler Manipulator (INKOMAN).	38
3.8	Chirurgieroboter <i>DaVinci</i>	38
3.9	Komponenten des Forschungsprojektes <i>VerroTouch</i>	39
3.10	Bedienkonsole des chirurgischen Teleoperationssystems Mirosurge.	40
4.1	Visionszeichnung zum Konzept des chirurgischen Teleoperationssystems FLEXMIN.	43
4.2	Verantwortlichkeiten im Projekt FLEXMIN.	44
4.3	Konventionelles Instrumentarium der Transanal-Endoskopischen Operation (TEO).	45
4.4	Prinzipskizze des TEO Instrumentariums.	46
4.5	Arbeitsposition eines Arztes zur Durchführung einer TEO.	47
4.6	Operationsszenario des Projekts FLEXMIN: Rektumresektion im kleinen Becken. .	48
4.7	Lösungskonzept des Single-Port-Roboters.	49
4.8	Topologie des Rechner- und Steuersystems von FLEXMIN.	51
5.1	Systemstruktur des Teleoperationssystems FLEXMIN.	56

6.1	Ableitung der kinematischen Struktur der Bedieneinheit.	60
6.2	Anschauliche Darstellung der linearen Abbildung eines Vektors und dessen exemplarische Verzerrung durch einen parallelkinemastischen Mechanismus.	63
6.3	Mögliche singuläre Stellungen parallelkinematischer Mechanismen.	64
6.4	Kinematische Struktur des deltakinematischen Mechanismus.	65
6.5	Umgesetzter deltakinematischer Mechanismus <i>Delta 120</i>	68
6.6	Einfluss der räumlichen Verteilung der Antriebsstreben auf die Lage des Arbeitsraums in der Bedieneinheit.	69
6.7	Globale Kondition ν für variierende a und $r_{\text{basis}} - r_{\text{TCP}}$ mit $b = 100 - a$	70
6.8	Größe des Arbeitsraumes für verschiedene a und $r_{\text{basis}} - r_{\text{TCP}}$ mit $b = 100 - a$. . .	71
6.9	Produkt aus globaler Kondition und Arbeitsraumgröße für das <i>DELTA90</i>	71
6.10	Umsetzung des kinematischen Mechanismus <i>DELTA90</i>	73
6.11	Darstellung der Konditionen $1/\kappa$ des Mechanismus <i>Delta120</i> im Arbeitsraum. . .	74
6.12	Darstellung der Konditionen $1/\kappa$ des Mechanismus <i>Delta90</i> im Arbeitsraum. . .	75
6.13	Messaufbau und Messkette zur Messung von Maximalkraft und Sprungantwort. .	76
6.14	Messung der statischen Kraftübertragung von <i>DELTA 120</i>	77
6.15	Sprungantwort der Kinematik <i>DELTA120</i> in z-Richtung bei Vorgabe eines Kraftsprunges von 10 N.	78
6.16	Messaufbau zur Messung von Kraftübertragungsfunktionen.	79
6.17	Amplitudenfrequenzgänge des Kraftübertragungsverhaltens $F_{\text{TCP}}/F_{\text{soll}}$ des <i>Delta120</i> im Frequenzbereich von 1 Hz bis 1 kHz.	80
6.18	Amplituden- und Phasengang der Kraftübertragung $F_{\text{TCP}}/F_{\text{soll}}$ am <i>Delta120</i> sowie die daraus abgeleitete Latenz.	81
6.19	Messaufbau und Messkette zur Messung der mechanischen Impedanz.	82
6.20	Darstellung der \underline{z} -width von <i>DELTA120</i> im Bereich 2 bis 1000 Hz.	83
6.21	Haptische Pinzette zur Darstellung von kinästhetischem haptischem Feedback. .	84
6.22	Haptischer Pistolengriff zur Darstellung von kinästhetischem haptischem Feedback.	85
6.23	Messaufbau zur Charakterisierung der haptischen Nutzerinterfaces zur Darstellung von kinästhetischem Feedback.	86
6.24	Messung der Kraftübertragung für den Freiheitsgrad Greifen des Pinzetten- und Pistolengriffes im Bereich 10 Hz bis 300 Hz.	87
6.25	Kraftabhängiger Einfluss der Seildehnung auf die Messung des Branchenwinkels.	88
6.26	Haptisches Nutzerinterface zur Darstellung von vibrotaktilen- und pseudo-haptischem Feedback.	89
6.27	Mechanisches Netzwerk des vibrotaktilen Nutzerinterfaces.	90
6.28	Netzwerk der mechanischen Eigenschaften der menschlichen Hand.	90
6.29	Resultat der frequenzabhängigen Kombination von kinästhetischem- und vibrotaktilen haptischem Feedback.	92
6.30	Systemintegration von deltakinematischem Mechanismus <i>DELTA120</i> und haptischem Pistolengriff zu einer Bedieneinheit.	93
6.31	Systemintegration von parallelkinematischem Mechanismus <i>DELTA90</i> und dem vibrotaktilen Nutzerinterface.	93

6.32 CAD-Modell der Bedienkonsole zur Steuerung des Single-Port-Roboters.	94
6.33 Realisierte Bedienkonsole des Teleoperationssystems FLEXMIN.	95
7.1 Ein- und Ausgangssignale des Sumpf-Experimentes.	99
7.2 Prinzipzeichnung von Nutzerinterface und Endeffektor für die pseudo-haptische Teleoperation.	102
7.3 Systemstruktur eines Teleoperationssystems mit pseudo-haptischem Feedback. . .	102
7.4 Exemplarische Darstellung der Verkopplungsbeziehung zwischen der Greifkraft eines Nutzers und der Auslenkung eines Endeffektors.	103
7.5 Einfluss unterschiedlicher Parameter auf die Verkopplungscharakteristik bei der Interaktion mit einer Nachgiebigkeit.	105
7.6 Resultierende Verkopplungsbeziehung zwischen Nutzerinterface und Endeffektor bei Interaktion mit unterschiedlichen Umgebungen und unterschiedlichen Berechnungsvorschriften.	107
7.7 I/O Interface zur Versuchsdurchführung	113
7.8 Seitenansicht des Federmechanismus zur Darbietung von Nachgiebigkeitsstimuli. .	113
7.9 Komponenten des experimentellen Teleoperationssystems	115
7.10 Hardwarestruktur des experimentellen Teleoperationssystems.	116
7.11 Funktionen der im pseudo-haptischen Teleoperationssystem eingesetzten Regler. .	117
7.12 Innerer Regelkreis des pseudo-haptischen Teleoperationssystems.	118
7.13 Wurzelortskurve des inneren Regelkreises des pseudo-haptischen Teleoperationssystems.	119
7.14 Äußerer Regelkreis des pseudo-haptischen Teleoperationssystems unter Verwendung des subtraktiven Stellgesetzes.	120
7.15 Interaktion eines Probanden mit der variablen Testnachgiebigkeit.	121
7.16 Graphische Darstellung der Auswahlbedingung des Faktors a	128
7.17 Boxplot der Ergebnisse der Hauptstudie.	131
7.18 F_2 -Werte in Abhängigkeit des Skalierungsfaktors a für die Berechnungsmethode Subtraktion und Division.	132
7.19 Einfluss des Lerneffektes auf den erreichbaren Informationstransfer (IT)	134
7.20 Einfluss des Lerneffektes auf den erreichbaren Informationstransfer innerhalb eines Zeitraums von zehn Tagen.	135
8.1 Ableitung des Referenzpunktes zur Darbietung haptischen Feedbacks.	140
8.2 Bewertung möglicher Sensorpositionen zur Messung von Endeffektorinteraktionskräften am Single-Port-Roboter.	143
8.3 Direkte Interaktionskraftmessung in den Branchen des Endeffektors.	144
8.4 Sensoren zur Messung der Endeffektorinteraktionskraft in der Basis des Greifers. .	146
8.5 Sensoren zur Integration in die parallelkinematische Struktur.	147
8.6 Strukturintegrierter Sensor, distal in der Antriebseinheit angeordnet.	149
8.7 Messablauf der Charakterisierung von in der Antriebseinheit integrierten Sensoren.	153
8.8 Ergebnisse der Messungen an distal verbauten Kraftsensoren.	154

8.9	Resultierende Lagerreaktion bei Angriff eines Kraftvektors am TCP des Manipulators.	155
8.10	Konzept und Konstruktion des Sensors zur Messung radial in Schubstreben wirkender Kräfte.	156
8.11	Aufgebauter Sensor zur indirekten Messung der Dehnung in den Schubstreben. .	157
8.12	Kalibration der Sensoren zur Messung der Lagerreaktionskraft.	158
8.13	Ablaufschema des Kalibrationsvorganges je Sensorelement und Messrichtung. . .	159
8.14	Kalibrationsergebnisse der einzelnen Sensorelemente zur Lagerreaktionskraftmessung an den Schubstreben.	160
8.15	Ausgangssignal des Lagerreaktionskraftsensors unter Belastung.	161
8.16	Provisorisch montierter Beschleunigungssensor an der Endeffektor kinematik des Single-Port-Systems.	163
9.1	Versuchsaufbau zum Vergleich der Systeme FLEXMIN und TEO.	168
9.2	Ergebnisse des Vergleichs von FLEXMIN und herkömmlichem Instrumentarium der TEO.	169
9.3	Versuchsaufbau zur Ableitung des Einflusses von haptischem Feedback auf die Höhe der wirkenden Endeffektorinteraktionskräfte.	171
9.4	Einfluss von haptischem Feedback auf die wirkenden Endeffektorinteraktionskräfte.	172
9.5	Nahtübung an einem Schwammtuch.	173
9.6	Experimentelles Setup zur Bildgebung im Inneren des Darms mithilfe eines Gastroskops.	174
9.7	Versuchsaufbau und Durchführung von Teilschritten der Rektumresektion.	174
9.8	Experimentelle Gallenblasenentfernung.	175
10.1	Vergleich der drei Methoden „kinästhetisches Feedback“, „taktiler Feedback“ und „pseudo-haptischer Feedback“ und deren Einsatzbereiche.	182

Tabellenverzeichnis

2.1	Eigenschaften menschlicher Mechanorezeptoren.	8
2.2	Ausgewählte Kennwerte zur Wahrnehmungsfähigkeit der menschlichen Hand. . .	9
2.3	Auswählte quantitative Kennwerte zur Interaktionsfähigkeit des Menschen. . . .	12
2.4	Eigenschaften seriell- und parallelkinematischer Mechanismen.	15
3.1	Teleoperationssysteme und Roboter für die Single-Port-Chirurgie.	34
4.1	Charakteristische Eigenschaften des Single-Port-Roboters.	50
6.1	Zusammenfassung der Anforderungen an die haptische Bedieneinheit.	62
6.2	Entwurfsziele parallelkinematischer Mechanismen für den Einsatz als haptisches System.	64
6.3	Geometrieverhältnisse des entwickelten deltakinematischen Mechanismus <i>DEL-TA120</i>	66
6.4	Kennwerte Bürstenloser DC Motoren.	67
6.5	Mögliche Wertepaare von a und $r_{basis} - r_{tcp}$, um ein Maximum des Produktes aus globaler Kondition und Arbeitsraumgröße zu erreichen.	72
6.6	Geometrieverhältnisse des entwickelten deltakinematischen Mechanismus <i>DEL-TA90</i>	72
7.1	Exemplarische Konfusionsmatrix	111
7.2	Konfusionsmatrizen der Vorstudie.	123
7.3	Einordnung der abgeleiteten Faktoren in Kategorien.	125
7.4	Als Stimuli ausgewählte Nachgiebigkeitswerte.	126
7.5	Untersuchte Faktoren und Faktorstufen	129
7.6	Analyse der Effektrößen für die F_2 -Werte.	132
8.1	Anforderungen an die Sensorik zur Messung der Endeffektorinteraktion.	141



Wissenschaftlicher Werdegang

Carsten Neupert
geb. am 28.01.1986 in Kandel

Schulbildung

bis 2005	BBS Neustadt a. d. Weinstraße Technisches Gymnasium Abschluss: Allgemeine Hochschulreife (Abitur)
----------	---

Studium

10/2005 – 09/2011	Technische Universität Darmstadt Diplomstudiengang: Elektro- und Informationstechnik Abschluss: Diplomingenieur (Dipl.-Ing.)
-------------------	--

Berufliche Tätigkeit

10/2011 – 12/2016	Technische Universität Darmstadt Institut für Elektromechanische Konstruktionen Fachgebiet Mess- und Sensortechnik Tätigkeit: Wissenschaftlicher Mitarbeiter
-------------------	---

Darmstadt, den 28. Oktober 2016

(Carsten Neupert)